



**Márcia Filipa Couto
Neves**

**Desenvolvimento de conceito para apoio de
mobilidade em pacientes com Charcot-Marie-
Tooth.**



Universidade de Aveiro
2018

Departamento de Engenharia Mecânica

**Márcia Filipa Couto
Neves**

Desenvolvimento de conceito para apoio de mobilidade em pacientes com Charcot-Marie- Tooth.

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Doutor Antonio Manuel de Amaral Monteiro Ramos e do Professor Doutor Carlos Moura Relvas, professores auxiliares do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

O júri

Presidente

Professor Doutor António Manuel Godinho Completo
Professor auxiliar C/Agregação
Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Vogal

Professor Doutor Rui Jorge Dias Costa,
Professor Coordenador S/Agregação
Universidade de Aveiro-Escola Superior de Saúde

Vogal

Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos
Professor auxiliar,
Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Agradeço ao meu orientador Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos e ao meu coorientador Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas por toda a disponibilidade e auxílio prestado no desenvolvimento da presente dissertação.

À Sr. Liliane Costa por todo o auxílio e fornecimento de dados ao longo do desenvolvimento do projeto.

A todos aqueles que estiveram presentes no meu percurso académico.

À minha família em especial aos meus pais e avós por todo carinho, compreensão que proporcionaram que concluísse mais esta etapa.

Ao meu irmão e namorado por toda a amizade companheirismo e compreensão.

Palavras-chave

Charcot-Marie-Tooth, Patologia, CMT, Dispositivo de apoio, Desenvolvimento de produto, Andarilho

Resumo

A doença de Charcot-Marie-Tooth (CMT) é uma doença degenerativa, que afeta os nervos periféricos que conectam a medula espinal aos músculos. Assim existem perturbações na condução dos impulsos nervosos aos músculos. Esta doença, também conhecida como atrofia fíbular muscular (APM), tem origem genética e é uma das doenças que embora rara é das mais comuns no grupo das neuropatias motoras hereditárias, sendo que apresenta sintomas bastante variados e distintos.

O objetivo da mesma é o desenvolvimento de um dispositivo, dispositivo esse que no final irá ser entregue a esta mesma paciente e que lhe permita ter uma vida normal e segura. Para tal, a partir das necessidades e da forma como a paciente se locomove, o dispositivo selecionado para se desenvolver é um andarilho. Após esta escolha, iniciou-se o projeto, partindo do desenvolvimento conceptual para o desenvolvimento de sistemas e soluções construtivas seguindo-se o projeto de detalhe e dimensionamento. Após este processo, realizou-se a análise de estabilidade e análise estrutural.

Com a finalização deste processo, verificou-se que o produto assegura segurança para o seu uso, mas, por este processo ser demasiado extenso e demorado, não foi possível a materialização do mesmo.

Keywords

Charcot-Marie-Tooth, Pathology, CMT, Support Device, Product Development, Walker

Abstract

Charcot-Marie-Tooth disease (CMT) is a degenerative disease that affects the peripheral nerves that connect the spinal cord to the muscles. Thus there are disturbances in the conduction of the nerve impulses to the muscles. This disease, also known as muscular fibular atrophy (MPA), has a genetic origin and is one of the diseases that, although rare, is one of the most common in the group of hereditary motor neuropathies, with very different and distinct symptoms.

The purpose of this is the development of a device, which in the end will be delivered to this same patient and allow him to lead a normal and safe life. To do this, from the needs and the way the patient moves, the device selected to develop is a walker. After this choice, the project began, starting from the conceptual development for the development of systems and constructive solutions following the design of detail and dimensioning. After this process, stability analysis and structural analysis were performed.

With the completion of this process, it was verified that the product ensures safety for its use, but because this process is too long and time consuming, it was not possible to materialize.

Índice

1.1	Introdução	1
1.1.1	Motivação e Objetivos	2
1.1.2	Estado de arte e desenvolvimentos na descoberta da patologia	2
1.2	Ciclo de marcha	4
1.3	Patologia	6
1.3.1	Tipos da patologia	7
1.4	Funcionamento de um neurónio	9
1.5	Sintomas da patologia	11
1.5.1	Alterações morfológicas dos membros	12
1.5.2	Falta de equilíbrio e deformações ao nível da coluna	15
1.5.3	Fraqueza muscular nas pernas	16
1.5.4	Anomalias cerebrais	18
1.5.5	Perda de visão e perda vocal	18
1.6	Tratamento	19
1.7	Dispositivos mais comuns, usados pelos portadores de CMT	22
1.8	Estado da paciente	23
1.8.1	Modo como a paciente se desloca atualmente	23
1.9	Dispositivos existentes no Mercado de apoio á mobilidade	25
1.9.1	Órteses	25
1.9.2	Andarilhos	26
1.9.3	Exoesqueletos	27
2.1	Fases de desenvolvimento do projeto	29
2.2	Project Brief	30
2.3	Requisitos do cliente/utilizador e Requisitos por Observação Direta	33
2.4	Análise de Kano	35
2.5	Árvore das necessidades	37
2.6	Diagrama de Mudge (Importância dos requisitos	39
2.7	Dispositivos no mercado que respondem aos requisitos	43
2.8	Especificações alvo	47
2.9	Aspetos técnicos e funcionais	49
2.9.1	Normas	49
2.9.1	Antropometria	51
2.10	Casa da qualidade (QFD - Quality Function Deployment)	53
2.10.1	Matriz da qualidade	53
2.11.2	Matriz do produto	57
2.11	Geração de conceitos	60
2.11.1	Diagrama funcional	60
2.11.2	<i>Mind-Map</i>	61
2.11.3	Análise morfológica	63
2.11.4	Esboço de conceitos	65
2.12	Proposta conceptual	69
2.13	Projeto de detalhe	69
2.13.1	Design de sistemas	69
2.14	Análise de modo e efeito da falha -FMEA	75
2.15	Proposta conceptual final	76

2.16	Projeto de detalhe final	76
2.17	Análise de possíveis soluções construtivas do produto	83
2.17.1	Materiais	83
2.17.2	Processos de fabrico	83
2.18	Dimensionamento do produto	84
2.19	Estudo da estabilidade.....	86
2.19.1	Angulo que a paciente pode se mover no dispositivo	88
2.20	Análise elementos estruturais	93
2.21	Segurança/utilização	97
3.	Conclusões e trabalhos futuros.....	99
	Referências	103
	Anexos	109
	Anexo I (Tabelas benchmarking)	111
	Anexo II (FMEA)	115
	Anexo III (Desenhos de Montagem).....	119

Índice de figuras

Figura 1: Ciclo de marcha [1].....	4
Figura 2: Representação esquemática de um neurónio [64]	9
Figura 3: Deformação presente nos pés [22].....	12
Figura 4: Pés cavos, caracterizados por dedos em formato de martelo [23]	13
Figura 5: Mãos em formato de garra em que é notória a hiperextensão das articulações metacarpofalângicas [29].....	14
Figura 6: Mãos em formato de garra onde está presente a notória atrofia característica da patologia [23].....	14
Figura 7: Deformação ao nível da coluna [29]	15
Figura 8: Atrofia existente nos membros inferiores [23]	16
Figura 9: Portador de CMT com hiperextensão do joelho [27].....	17
Figura 10: "Pé torto fraco" corrigido por uma tala de Tamarack [33].....	20
Figura 11: Representação de cirurgia realizada no calcanhar [33]	21
Figura 12: Exemplo de ortótese existente no Mercado [51].....	26
Figura 13: Exemplo de andariço com suporte pélvico existente no Mercado [52].....	27
Figura 14: Exemplo de exoesqueleto [50]	28
Figura 15: Exoesqueleto [49].....	43
Figura 16: Moletas [65].....	43
Figura 17: Ortótese de Joelho [66].....	44
Figura 18: Moletas [65].....	44
Figura 19: Colete para correção postural [67].....	44
Figura 21: Colete correção postural [67]	45
Figura 20: Andariço [52]	45
Figura 22: Tipo de andariço.....	46
Figura 23: Representação das subdivisões do corpo, utilizadas na Tabela 6.....	52
Figura 24: Diagrama funcional do dispositivo	61
Figura 25: Mind-Map.....	62
Figura 26: Conceito 1.....	65
Figura 27: Conceito 2.....	66
Figura 28: Conceito 3.....	66
Figura 29: Conceito 4.....	67
Figura 30: Conceito final.....	68
Figura 31: Proposta conceptual	69
Figura 32: Estrutura do sistema.....	70
Figura 33: Suporte pélvico do sistema	71
Figura 34: Suporte de Braços	72
Figura 35: Suporte de braços montado na estrutura	72
Figura 36: Estrutura aberta e estrutura fechada	73
Figura 37: Sistema frontal do dispositivo com 2 posições	73
Figura 38: Sistema de travagem	74
Figura 39: Proposta conceptual final.....	76
Figura 40: Estrutura do sistema com proteções em todo o dispositivo.....	77
Figura 41: Estruturas que fazem a ligação entre o suporte pélvico e o dispositivo	77
Figura 42: Suporte pélvico.....	78
Figura 43: Alterações realizadas no suporte de braços.....	79
Figura 44: Sistema localizado no suporte frontal para acionar a travagem	79
Figura 45: Roldanas existentes na estrutura	80
Figura 46: Passagem dos cabos na estrutura	80

Figura 47: Atuação do sistema de travagem nas rodas	81
Figura 48: Alterações realizadas no suporte frontal para permitir a compactação	81
Figura 49: Sistema de compactação inferior.....	82
Figura 50: Dispositivo fechado e aberto	82
Figura 51: Alterações no suporte frontal.....	83
Figura 52: Dimensões gerais do dispositivo aberto.....	84
Figura 53: Alteração da dimensão largura quando o dispositivo é compactado	85
Figura 54: Representação do centro de massa no plano xy e no plano yz.....	87
Figura 55: Representação do centro de massa do dispositivo.....	88
Figura 56: Representação do centro de massa máximo no plano xz	89
Figura 57: Representação da máxima inclinação no plano xy	90
Figura 58: Representação do centro de massa máximo no plano yz.....	91
Figura 59: Representação da máxima inclinação no plano yz	92
Figura 60: Representação das condições de fronteira e da malha aplicada na simulação.....	93
Figura 61: Representação da simulação	94
Figura 62: Resultados obtidos referente á simulação de tensões	94
Figura 63: Resultados obtidos referente á simulação dos deslocamentos	95
Figura 64: Resultados obtidos na simulação das tensões com a alteração da espessura da estrutura	96
Figura 65: Resultados obtidos na simulação dos deslocamentos a alteração da espessura da estrutura	96

Índice de Tabelas

<i>Tabela 1 : Project Brief</i>	31
<i>Tabela 2: Classificação de requisitos</i>	35
<i>Tabela 3: Árvore das necessidades</i>	37
<i>Tabela 4: Diagrama de Mudge</i>	40
<i>Tabela 5: Especificações do produto</i>	48
<i>Tabela 6: Dimensões antropométricas da paciente</i>	51
<i>Tabela 7:Matriz da qualidade</i>	54
<i>Tabela 8: Matriz do produto</i>	58
<i>Tabela 9: Análise morfológica</i>	63
<i>Tabela 10: Critérios de Avaliação</i>	75
<i>Tabela 11: Dimensões gerais do dispositivo</i>	85
<i>Tabela 12:Dados referentes ao centro de massa de diferentes subdivisões do corpo [1]</i>	87
<i>Tabela 13: Dados referente ao centro de massa do dispositivo</i>	87
<i>Tabela 14: Benchmarking</i>	113
<i>Tabela 15: Benchmarking (continuação)</i>	114
<i>Tabela 16: FMEA</i>	117
<i>Tabela 17: FMEA (continuação)</i>	118

Índice de gráficos

Gráfico 1: Importância dos requisitos obtida pelo diagrama de Mudge 41

Gráfico 2: Priorização revista dos requisitos do cliente 55

Gráfico 3: Priorização revista das especificações do produto..... 56

Gráfico 4: Priorização corrigida das partes do produto..... 59

Parte I. Enquadramento

1.1 Introdução

O ser humano é um ser bípede que por natureza se desloca com o auxílio dos seus membros, quer dos membros inferiores, que sustentam todo o peso do corpo, quer dos membros superiores, que conferem estabilidade e equilíbrio ao corpo humano. Para que este movimento seja possível, por norma, o corpo do ser humano encontra-se levemente inclinado para a frente. As pernas são alternadas e os pés são apoiados no chão e dessa forma, o ser humano desloca-se para a frente. Para que este possua estabilidade e equilíbrio, usualmente, os braços movimentam-se em oposição às pernas.

Para além do movimento das pernas e dos braços, é também necessário salientar a importância do movimento pendular que o corpo possui, sempre no sentido do deslocamento, bem como um movimento pendular lateral que se encontra sincronizado com os passos que são dados.

Apesar deste padrão de movimentos que a marcha do ser humano possui, cada ser é individualizado e possui características próprias do seu ciclo de marcha. Assim, pode-se concluir que, para que o ser humano se movimente conforme o esperado, é necessário que este possua um equilíbrio correto, bem como locomoção e tem de existir uma coordenação sucessiva de movimentos para que o ciclo de marcha flua de forma natural. Existem ainda outros fatores que influenciam o ciclo de marcha como os sistema muscular-esquelético, sistema sensorial, transmissão de mensagens nervosas, entre outros [1]. Só assim, é que este movimento normal do ser humano, funciona de forma adequada. Quando algum destes sistemas não funciona como deveria, o ser humano pode apresentar grandes limitações no seu ciclo de marcha, podendo até mesmo o incapacitar de se locomover por meio do seu corpo, sendo obrigado a recorrer a outros dispositivos, como por exemplo, a uma cadeira de rodas.

Como é notório, o desfasamento ou não sincronismo do ciclo de marcha do ser humano prejudica em muito a qualidade de vida do mesmo, fazendo com que este apresente bastantes limitações.

À semelhança do que já foi descrito acima, que pessoas que possuam limitações, no que diz respeito ao ciclo de marcha, podem trazer consequências bastante limitadoras, podendo prejudicar em muito a sua qualidade de vida. Assim, a presente dissertação pretende dar resposta às limitações ao nível da marcha que uma paciente, em específico, possui.

1.1.1 Motivação e Objetivos

A presente dissertação, foi desenvolvida, especificamente para dar resposta às limitações de uma paciente que possui uma patologia designada por Charcot-Marie-Tooth que será descrita em seguida. Esta patologia apresenta características bastante diversificadas em fases diferentes da doença. Como tal, muitas das vezes, os pacientes portadores desta mesma doença, não encontram no mercado dispositivos disponíveis que respondam corretamente às suas necessidades em cada momento da evolução da patologia, o que conduz muitas vezes ao desespero bem como a uma vida com bastantes limitações.

A portadora desta patologia em específico, dirigiu-se diretamente à Universidade de Aveiro, pedindo auxílio no desenvolvimento de um dispositivo que fosse de encontro com as suas necessidades.

Assim, no final de todo o desenvolvimento desta dissertação, tem-se como objetivo tanto a projeção quanto o desenvolvimento de um dispositivo, permitindo assim melhorar a qualidade de vida da paciente. Sendo assim, o objetivo é que esta deixe de se locomover com recurso a uma cadeira de rodas, como atualmente o faz. Para além disto pretende-se também que haja um estímulo das pernas da portadora, algo que não ocorre com a cadeira de rodas.

1.1.2 Estado de arte e desenvolvimentos na descoberta da patologia

A doença de Charcot-Marie-Tooth (CMT), foi identificada pela primeira vez em livros de medicina em 1873 por Friedreich e Eichhorst. Uns anos mais tarde em 1886 neurologistas franceses Jean-Martin Charcot e Pierre e um neurologista inglês Henry Tooth, descreveram e aprofundaram mais os conhecimentos sobre a patologia e desta forma, em homenagem a estes três neurologistas, a patologia recebeu o nome destes médicos [18]. Note-se que já nesta altura, estes cientistas descobriram que esta patologia é do foro neuropático.

Outros cientistas que foram determinantes para o estudo mais aprofundado sobre esta patologia foram Dyck e Lambert, que em 1968 publicaram o seu trabalho que apresentava mais aprofundadamente as características eletrofisiológicas destas neuropatias hereditárias e com isto iniciaram a categorização desta patologia, dividindo-a, nessa altura em 2 categorias (CMT1 e CMT2) [18]. A subdivisão desta patologia foi algo bastante importante, mas, hoje em dia, esta encontra-se com muitos mais subtipos.

O progresso na compreensão da CMT pode ser dividido em duas eras. A primeira era foi a da pré-genética de 1886 a 1991. Coincide com um momento muito importante na compreensão e desenvolvimento de técnicas para estudar a neurofisiologia e patologias ao nível dos nervos periféricos, sendo que da perspectiva desta patologia em específico foi especialmente importante para a sua compreensão. Até aí, não existiam subtipos dentro desta patologia, já que esta subdivisão se deve às diferentes causas genéticas da neuropatia.

A segunda era começou em 1991 com a identificação do cromossoma 17 que contém o gene da proteína de mielina periférica 22 (PMP22). Esta mutação foi identificada como a causa do CMT1A ([4] [8],[9]), tornando PMP22 o primeiro gene causador da CMT a ser identificado.

Desde 1991, verificaram-se avanços rápidos na compreensão da base molecular, onde mais de 30 genes causadores desta patologia foram identificados, e desta forma possibilitam um diagnóstico genético preciso em 70% dos pacientes. Como não existe um tratamento específico para qualquer forma de CMT até à data, é fundamental um diagnóstico preciso da doença.[4]

CMT é tradicionalmente classificada em dois tipos: CMT1 (desmielinizante), na qual a velocidade média de condução do nervo é inferior a 38 m/s e, CMT2 (axonal) com velocidade média de condução do nervo maior que 38 m/s [13] . Os sintomas clássicos da CMT são a fraqueza distal gradual, perda sensorial (que normalmente se notam nas duas primeiras décadas de vida), reflexos reduzidos do tendão de Aquiles e deformidades esqueléticas nos pés, tais como os pés cavos. [5]

1.2 Ciclo de marcha

O ciclo de marcha como já foi descrito anteriormente, é um conjunto complexo de movimentos que, ao funcionarem de forma adequada são sincronizados quer com a parte inferior, quer com a parte superior do corpo.

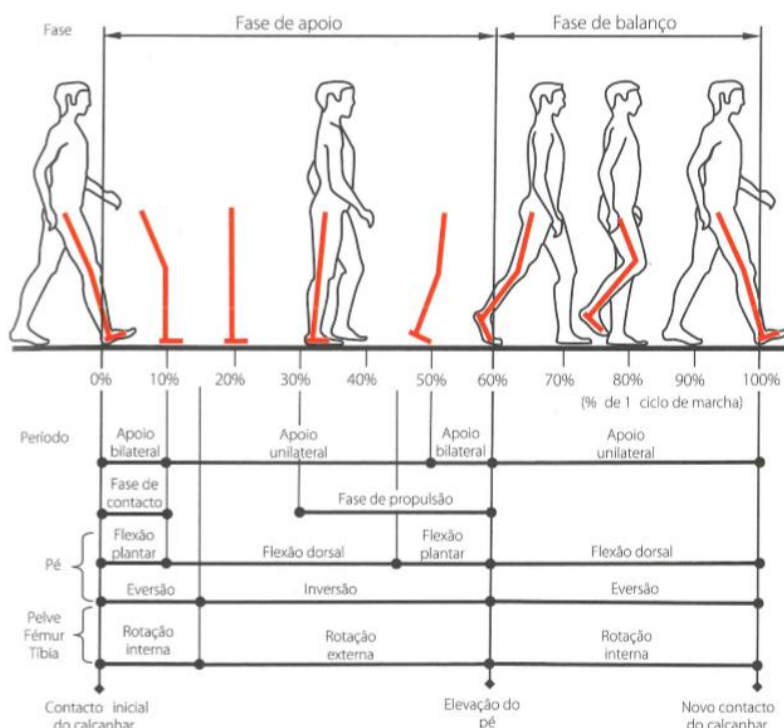


Figura 1: Ciclo de marcha [1]

Como é possível visualizar na figura 1, o ciclo de marcha é dividido em 2 fases principais, a fase de apoio e a fase de balanço. Note-se, que, por norma, o ciclo de marcha dura cerca de 1 segundo.

Muito sucintamente, na fase de apoio, o pé encontra-se em contato com o solo. Esta etapa ocupa cerca de 60% do ciclo de marcha. Já, na fase de balanço o pé não se encontra em contacto com o solo, e esta etapa dura cerca de 40% do ciclo de marcha.

Atualmente, o estudo da marcha humana é uma ferramenta de diagnóstico importante na avaliação das patologias neuro-músculo- esqueléticas, quer sejam temporárias ou permanentes, locais ou gerais. Existem muitos fatores que podem modificar o esquema geral da marcha como extrínsecos, intrínsecos, fisiológicos ou patológicos, físicos ou psíquicos.

O ciclo de marcha, é um movimento, para a maioria dos seres humanos, algo normal, voluntário, cíclico e executado no cotidiano e que agrega 2 capacidades essenciais, a locomoção e o equilíbrio. A marcha humana, apesar de ser extremamente banalizada, é um dos movimentos mais complexos e mais coordenados que o ser humano executa e que agrega o movimento em simultâneo de diversas estruturas do corpo humano.

Por este conjunto de movimentos ser tão complexo, é usual existirem patologias que envolvam um ciclo de marcha deficitário. Note-se também que, com o avançar da idade, mais propício é para uma pessoa desenvolver problemas a nível do ciclo de marcha, já que este envolve diversas estruturas corporais que tem tendência a se desgastar com a passagem do tempo.

Por existirem tantos e tão diversos problemas a nível do ciclo de marcha, atualmente este é o padrão de locomoção mais estudado.

Problemas a nível do ciclo de marcha podem ser extremamente limitantes, ao ponto de, muitas vezes, portadores deste tipo de problemas terem que recorrer a dispositivos que os possam auxiliar e minimizar as consequências. Assim, é usual vermos pessoas a recorrerem a canadianas, cadeiras de rodas, andarilhos, entre outros dispositivos médicos.

1.3 Patologia

A patologia de CMT é a doença hereditária mais comum ao nível das neuropatias (doenças ao nível do funcionamento dos nervos), nomeadamente nas neuropatias referentes aos nervos periféricos [25], sendo que cerca de 1 em cada 2500 pessoas em todo mundo possui esta doença. Com base num estudo realizado na Irlanda, cerca de 10 a 28 em 100 000 pessoas que passam o dia em casa possui esta patologia [2].

É de se notar também que esta não apresenta preferência étnica e revela-se logo desde muito cedo, na infância. Apesar de, os primeiros indícios aparecerem logo desde tenra idade, existe ainda um atraso bastante significativo no seu diagnóstico, o que aumenta as consequências da patologia para a população pediátrica portadora de CMT. Este atraso de diagnóstico deve-se ao facto de muitas vezes, os sintomas apresentados inicialmente serem bastante subtis [18]. O diagnóstico e a classificação do mesmo, atualmente são dadas de acordo com o histórico familiar, bem como com as características físicas e com as respostas motoras que os pacientes dão a estímulos elétricos [20]. Esta patologia também pode ser conhecida como uma neuropatia motora hereditária e sensorial e automotoras dependendo da manifestação clínica que a doença apresente [13].

O fenótipo clínico mais usual nos portadores da patologia são as deformidades esqueléticas, fraqueza e atrofia muscular distal, comprometimento sensorial e ausência profunda ou redução dos reflexos tendinosos profundos o que provoca a comprometimentos ao nível da marcha. Outras características bastante comuns são a perda de equilíbrio bem como o comprometimento das habilidades motoras [3, 4, 25]. A alteração no corpo é progressiva e causa deformidades nos pés e nas mãos sendo a musculatura da perna e do pé é mais afetada. A forma de apresentação é muito diversa devido ao envolvimento muscular ser diferente em cada paciente [33].

Como é possível constatar, esta patologia apresenta um grande espectro de alterações ao nível do fenótipo (alterações ao nível de características físicas). Para além disto, a patologia é dividida em diferentes subtipos, subtipos esses que estão relacionados com o padrão de herança genética e também com estudos neurofisiológicos [13].

Atualmente, através de testes genéticos sabe-se que esta doença resulta em defeitos do código genético responsáveis pela produção da proteína da bainha de mielina, ou então por defeitos na própria célula nervosa. De se notar que a bainha de mielina serve de involucro as fibras nervosas, permitindo assim a condução de impulsos nervosos mais rapidamente. Atualmente, com o auxílio de técnicas de sequenciamento de DNA, cerca de 80 genes foram identificados como causadores desta patologia. Estudos já realizados afirmam que cerca de 90%

dos pacientes apresentam mutações genéticas em alguns destes genes: PMP22, GJB1, MPZ e MFN2 ou GDAP1 [2]. Note-se que, com estas alterações genéticas, as proteínas que iram ser produzidas no organismo iram estar erradas e com isto, se desenvolvem as características anormais que possuem os portadores da patologia. Com a identificação dos locais onde ocorrem estes erros genéticos, atualmente estão a ser testados vários compostos em laboratório e até mesmo em animais teste [34]. Para além disto, ensaios clínicos também já se encontram em preparação. Apesar de todos os avanços que existiram ao longo dos anos no campo da genética, cerca de 35% dos pacientes que possuem esta doença permanecem sem diagnóstico molecular, apesar desta taxa estar a diminuir [13].

Por norma esta patologia afeta apenas os músculos periféricos com uma progressão extremamente lenta o que faz com que na maioria dos casos não tenha grande efeito na vida do paciente [24]. Atualmente existem também técnicas e estudos a serem desenvolvidos que relacionam e estimam a perda de axónios que o portador da patologia possui e o grau de incapacidade motora que este apresenta. Assim, é mais fácil categorizar em que escala clínica é que a patologia se apresenta, sendo mais fácil assim poder auxiliar o paciente com a evolução da mesma [14]. Para além destas avaliações padronizadas, já que esta patologia tem grande reflexo em anormalidades da marcha, existem também procedimentos de análise de marcha (análise computadorizada de movimento) que pretendem estudar e dar mais soluções para corrigir anomalias [18].

1.3.1 Tipos da patologia

A classificação dentro desta patologia tornou-se cada vez mais complexa nos últimos 10 anos, devido ao crescente número de genes mutantes identificados.

Existem 4 tipos principais da patologia: a CMT1 (causada por um gene dominante autossómico), CMT2 (geneticamente heterogéneo), CMTX relacionado com o cromossoma X (mutação do gene 32 no cromossoma X, ou seja, um dos dois cromossomas responsáveis pelo sexo do indivíduo, contém uma mutação) e CMT4 (autossómico recessivo). Note-se que para além destas categorias existem outras subcategorias.

Dentro destes quatro grupos de patologia, o mais comum é o CMT1. Este subtipo da patologia abrange cerca de 70% dos pacientes e é causado por um gene autossómico dominante o que faz com que, caso, algum dos progenitores possua esta patologia, existe 50% de probabilidade de o seu descendente possuir também a mesma patologia

O tipo de CMT mais comum é uma subdivisão do CMT1 que é o CMT1A. Cerca de 60% dos pacientes que possuem CMT1, pertencem a esta subdivisão em específico. Nesta subdivisão o que acontece são anormalidades na bainha de mielina. Isto deve-se ao facto de existir um erro na duplicação de um gene no cromossoma 17, no gene PMP22, gene esse que contém as informações para a produção da proteína mielina periférica. A causa para este subtipo de CMT, foi relatado pela primeira vez em 1991 [6,18]. Neste tipo da patologia existe uma diminuição da velocidade dos impulsos nervosos.

Relativamente ao tipo CMT2 este é tipicamente autossómico dominante, podendo, em casos mais excecionais ser autossómico recessivo. À semelhança do que acontece no caso de CMT1, os pacientes também possuem atrofia e fraqueza muscular bem como alterações na sensibilidade nas zonas periféricas do corpo. Apesar de os sintomas serem bastante semelhantes entre estes dois tipos de patologia, a razão pelo qual os impulsos nervosos não são transmitidos é diferente. Neste tipo da patologia, os danos que existem, ocorrem diretamente nas células nervosas, mais particularmente nos seus axónios, e não na bainha de mielina que reveste o axónio. Por isso é que muitas vezes, se refere a este tipo de patologia como sendo o CMT axonal. Neste tipo da patologia não existem indícios de uma redução da velocidade de propagação dos impulsos nervosos, mas sim uma diminuição da amplitude da propagação dos mesmos.

No que diz respeito à CMTX, os sintomas são basicamente os mesmos que no caso de CMT1 e CMT2 só que, neste caso, os cromossomas envolvidos são os cromossomas que definem o sexo do paciente, ou seja, o par de cromossomas 24. Por isto, este tipo de patologia é mais comum em homens. À semelhança do que acontece no caso da CMT1, esta patologia provoca danos na bainha de mielina [7]. O tipo de CMTX mais comum é também um dos subtipos mais comuns ao nível desta patologia é o CMTX1 que está associado a mutações no gene GJB1. Este subtipo de CMTX é responsável por cerca de 10% dos casos de CMT [25].

O tipo CMT4 é bastante raro, por ser um tipo de CMT que é causada por um gene autossómico recessivo. Assim, para que esta patologia se manifeste no paciente, este tem de possuir 2 cromossomas, nos quais o gene seja mutante. Com isto, conclui-se pessoas que não apresentam a manifestação desta patologia, podem ser portadoras desta. Caso, duas pessoas portadoras do gene mutante tiverem filhos, a probabilidade com que a doença se irá manifestar neste é de cerca de 25%.

Como é visível, as variações clínicas desta patologia são bastante subtis, o que faz com que, por vezes seja bastante complicado diagnosticar e identificar qual o subtipo da patologia que o portador possui.

1.4 Funcionamento de um neurónio

Os neurónios são células nervosas, que são responsáveis pela condução do impulso nervoso, e dessa forma permitem a resposta a estímulos do meio ambiente. Isto ocorre devido a alterações na diferença de potencial entre o corpo celular (composto pelo local onde encontramos o Núcleo celular e as dentrites) e a cauda da célula (mais conhecida por axónio que por norma, para permitir uma maior velocidade de propagação do impulso nervoso é revestido por uma membrana, conhecida vulgarmente por bainha de mielina), permitindo assim a propagação da mensagem nervosa.

Na figura 2 encontra-se representada uma célula nervosa.

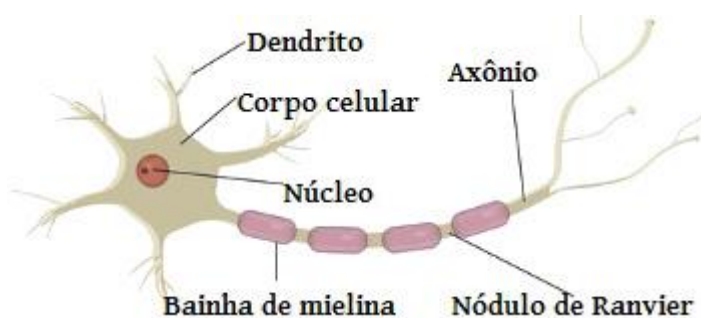
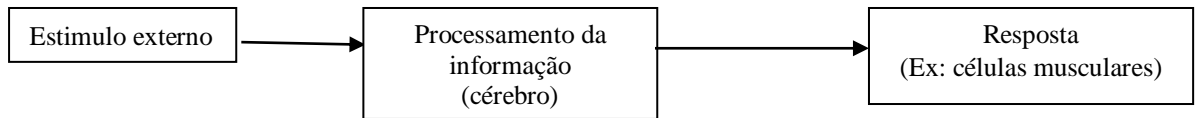


Figura 2: Representação esquemática de um neurónio [64]

Estas células encontram-se em todo o corpo do ser humano, sendo que a parte responsável por receber os estímulos nervosos, vindos do meio externo são as dentrites. Assim, após se receber essas informações estas são enviadas através do axónio, informações estas que irão chegar ao cérebro para serem processadas. Só, a partir daí é que o cérebro irá responder, resposta esta que irá ser enviada, novamente por impulsos nervosos, até outras células, como por exemplo células musculares.

Os neurónios são divididos em 3 tipos, neurónios sensitivos (neurónios que recebem os estímulos e que os enviam até outros neurónios) neurónios associativos (fazem a ligação entre os neurónios sensitivos até ao sistema nervoso central e do sistema nervoso central até aos neurónios motores. Note-se que é o tipo de neurónio mais comum) e os neurónios motores (são neurónios que transmitem o impulso nervoso até ao órgão que irá responder ao estímulo sentido)

Assim, podemos concluir que os neurónios funcionam nada mais nada menos como se fossem uma estrada de informação que faz ligação entre os estímulos que recebemos, o nosso cérebro que processa a informação, e outras células do corpo que respondem á informação.



Esta estrutura anatómica é tão complexa que precisa de se manter íntegra para possibilitar a propagação dos impulsos elétricos entre os neurónios motores e as células musculares ou neurónios musculares. Assim, como no caso desta patologia existem alterações biológicas dos neurónios, a transmissão de mensagens ao longo do corpo humano é realizada de modo deficitário.

1.5 Sintomas da patologia

A progressão desta patologia é crónica e lenta, sendo também progressiva, mas muito raramente conduz á morte do seu portador. Esta patologia por norma afeta o paciente simetricamente e bilateralmente. É caracterizada por deficiências do foro sensorial e são bastante progressivas, sendo caracterizadas por uma atrofia muscular nas extremidades (fraqueza quer nos músculos das pernas, nos pés e nas mãos) e muitas vezes existe a associação ainda de deformidades quer a nível do pé quer das mãos. Existem também perda de capacidade aeróbicas bem como uma diminuição do consumo de oxigénio que estão associadas á fraqueza muscular existente nesta patologia. Para além disto, os distúrbios a nível sensorial também são bastante comuns. Apesar da perda de sensibilidade e do aumento da fraqueza que estes pacientes sentem, como o desenvolvimento da mesma é bastante lenta, a maioria dos pacientes acaba por desenvolver mecanismos que lhes permite manter uma vida normal. A evolução com que esta patologia se propaga, varia bastante mesmo dentro de cada tipo de CMT sendo que muitos dos portadores conseguem ter uma vida bastante normal, e já outros apresentam deficiências graves requerendo o uso de uma cadeira de rodas. Até á data não existem tratamentos, quer genéticos quer farmacológicos que tratem esta doença, mas existem tratamentos preventivos como a fisioterapia, cirurgias ortopédicas ou até mesmo outros tratamentos auxiliares.

Nas doenças do foro neuromuscular, a dor crónica é de intensidade moderada e ocorre em cerca de 62% dos pacientes [6].

No que diz respeito á patologia CMT a dor existente é geralmente moderada, simétrica e ocorre na maioria dos casos nos membros inferiores, sendo que a forma mais comum da manifestação desta dor ocorre por meio de caibras, e espasmos musculares. No que diz respeito ás dores neuropáticas (dor crónica e prolongada, provocada por doenças do foro neurológico), 7% dos portadores desta doença apresentam sintomas da mesma. Esta dor manifesta-se através de dor lombar, dor no pescoço, muitas vezes associado a dor na medula espinal [6].

O tratamento destas dores neuropáticas atualmente, por meio de fármacos, é bastante insuficiente, e produz bastantes efeitos colaterais muito incômodos. É por isso que a fisioterapia é essencial nesta patologia, especialmente porque é livre de efeitos colaterais. Assim, é necessário selecionar bastante bem o tipo de tratamento que os pacientes se iram sujeitar para tentar minimizar o impacto negativo na qualidade de vida dos mesmos, sono e humor.

1.5.1 Alterações morfológicas dos membros

Um dos sintomas mais comuns dos portadores de CMT são a fraqueza dos músculos distais (músculos da panturrilha e extensores dos dedos intrínsecos). Assim, e por causa desta debilidade e degeneração dos músculos da panturrilha faz com que ocorram deformidades nos pés o que leva a que existam deformações ao nível da marcha [27]. A deformidade no pé do paciente com a doença de CMT apresenta-se frequentemente em jovens que apresentem uma marcha anormal, uma dor muito grande e persistente no antepé, uma grande instabilidade do tornozelo e uma mudança da postura do pé. Outro problema bastante comum em portadores desta patologia é a paresia distal crural, que provoca pé cavo e dedos em forma de garra, sendo mais comum os pés em forma de garra [11]. Para além disto, como existe um défice muscular da região fibular, existe derreamento do pé e a marcha 'escarvante' [12]. Na figura 3 e 4, estão presentes as deformações a que os portadores desta patologia estão sujeitos.



Figura 3: Deformação presente nos pés [22]



Figura 4: *Pés cavos, caracterizados por dedos em formato de martelo [23]*

Note-se que, na figura 3, é bastante visível a instabilidade articular do tornozelo que a generalidade destes pacientes possui. Nesta mesma figura, também é possível ver os dedos em formato de garra, o que provocam um aumento do arco plantar. Por causa disto, e como é visível na figura 4, existe uma alteração no ponto de pressão na planta do pé, o que propicia a deformação dos mesmos [12]. Note-se que a instabilidade articular do tornozelo, desenvolve-se graças às deformações que ocorrem na planta do pé [33]. Existem outras patologias que provocam este tipo de sintoma, mas caso este problema seja visível em ambos os pés, existe uma probabilidade entre 50 a 80% de estarmos perante um portador de CMT [18]. A alteração da marcha deve-se ao facto de estes portadores apresentarem fraqueza distal que afeta a flexão plantar, bem como a dorsiflexão, eversão e inversão. Para além disto, as deformações ósseas tanto nos pés como nos tornozelos é preponderante para a marcha anormal que apresentam. Devido a esta estrutura anormal do pé e devido á fraqueza muscular das pernas que estes portadores possuem, provoca uma distribuição anormal de peso o que propicia uma maior pressão na parte inferior do pé [18]. Com toda esta marcha anormal que estes pacientes possuem, desenvolvem outras deformações que servem de compensação, como o aumento da rotação externa do quadril. Assim, é muito comum o aumento da abdução do quadril o que melhora substancialmente a estabilidade do portador [18].

Ao longo do tempo, foram propostos numerosos procedimentos com o objetivo de estes pacientes conseguirem um pé plano e equilibrado. Estes procedimentos têm de ser adaptadas aos requisitos individuais do paciente e envolve uma combinação da libertação de tecidos moles, reajustamento dos tendões e osteotomias (é o seccionamento cirúrgico de um osso, com o fim de corrigir uma restauração ou deformidade do esqueleto).

Outro dos sintomas mais comuns e mais evidentes neste tipo de patologia é a deformação que ocorre nas mãos. Este sintoma é de particular importância já que tem grande impacto na vida do portador de CMT. Estudos já apresentados identificam que não existe diferença significativa ao nível da força muscular entre mãos dominantes e não dominantes [28]. Com esta deformidade nas

mãos, os portadores desta patologia têm de sofrer grandes adaptações na sua vida, já que apresentam grandes dificuldades a executar tarefas ditas normais do dia-a-dia, como por exemplo, escrever, comer de faca e garfo ou conduzir. Neste tipo de deformação encontra-se uma hiperextensão das articulações metacarpofalângicas (articulações entre os metacarpos e as falanges) e a flexão das articulações interfalângicas [29], presentes na figura 5 e 6.



Figura 5: Mãos em formato de garra em que é notória a hiperextensão das articulações metacarpofalângicas [29]



Figura 6: Mãos em formato de garra onde está presente a notória atrofia característica da patologia [23]

Outra particularidade bastante específica deste tipo de portadores é o facto de apresentarem uma força reforçada nos pulsos e antebraços, que desenvolvem para colmatar a falta de força que apresentam nos dedos e na palma da mão.

1.5.2 Falta de equilíbrio e deformações ao nível da coluna

A falta de equilíbrio é algo bem vincado nos portadores desta patologia logo desde tenra idade, e que leva a muitos pais a procurarem ajuda especializada logo desde tenra idade. A falta de equilíbrio afeta bastante o dia-a-dia dos portadores desta patologia, já que faz com que sejam menos aptos a realizarem certas tarefas, como também serem pessoas mais suscetíveis a certo tipo de acidentes. Esta falta de equilíbrio deve-se muito a deformações que estes portadores possuem na zona da coluna. Assim, pacientes com CMT, não possuem uma postura correta quer durante o seu ciclo de marcha, quer durante a altura de descanso.

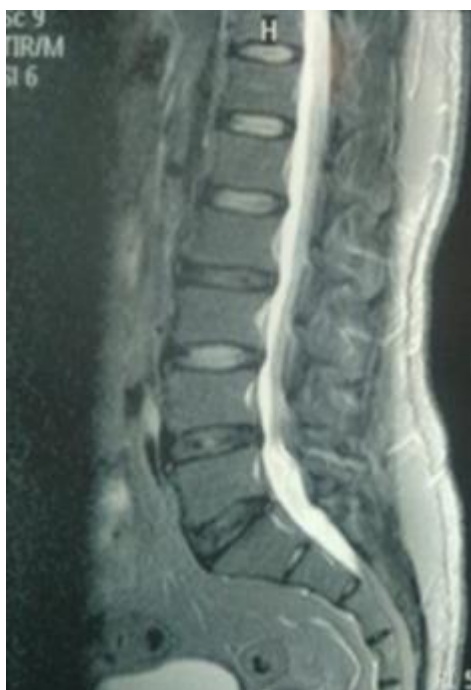


Figura 7: Deformação ao nível da coluna [29]

Esta falta de equilíbrio deve-se á junção de muitos fatores, presentes nesta patologia, como a forte redução da força muscular na parte inferior do corpo, como a dores elevadas. Isto tudo leva a grandes deformações esqueléticas também ao nível da coluna, o que faz com que apresentem desvios ósseos bastante acentuados nesta zona do corpo.

Como consequência de tudo isto, estes pacientes apresentem uma postura quer ao caminhar quer durante o descanso, bastante diferenciada [31].

De se notar também que, para conseguir atingir a posição ereta, é necessário ter um correto funcionamento do controlo motor, e para tal é necessário que haja uma boa transmissão das mensagens ao nível do sistema nervoso, o que, nestes portadores não acontece.

1.5.3 Fraqueza muscular nas pernas

Esta neuropatia, afeta em primeiro lugar e mais severamente os neurónios mais longos do corpo que faz com que os primeiros sinais clínicos, bem como os mais fortes, são a fraqueza dos membros distais, bem como atrofia muscular. Um dos sinais clínicos mais precoces que os portadores desta patologia possuem é o atraso no desenvolvimento motor bem como bastantes quedas como já foi indicado. Já, em crianças mais velhas, apresentam uma marcha e corrida mais lenta que as restantes crianças, bem como lesões nos tornozelos. Isto leva a que crianças portadoras da patologia apresentem na maioria dos casos dor e/ou diminuição das habilidades atléticas [18].



Figura 8: *Atrofia existente nos membros inferiores [23]*

Como já foi dito anteriormente, a gravidade com que a patologia se manifesta varia de caso para caso, podendo só alguns destes sintomas estarem presentes no caso clínico do paciente. A instabilidade da locomoção dos portadores da patologia, é algo dito como comum, mas que a causa da mesma varia de acordo com o grau da doença. Quando estamos perante um portador cujo grau da patologia é leve, esta instabilidade deve-se a fraqueza no dorso e flexores plantares. Já em portadores em que a patologia é considerada moderada ou grave, o equilíbrio é algo mais difícil de se obter, e esta falta de equilíbrio deve-se principalmente á fraqueza dos músculos das pernas [15]. Quando o portador possui um elevado nível de atrofia dos músculos nesta zona do corpo poderá ficar mesmo com os joelhos híper estendidos [27], como está presente na figura 9.



Figura 9: Portador de CMT com hiperextensão do joelho [27]

1.5.4 Anomalias cerebrais

Embora a maioria dos casos de CMT relatados, sejam casos de distúrbios no sistema nervoso periférico, alguns casos de CMT estão também associados a anormalidade do sistema nervoso central [21].

Os portadores que apresentem este tipo mais gravoso da patologia, apresentam por norma, logo desde tenra idade, uma maior dificuldade para a execução de funções normais, comparativamente com outros pacientes de CMT. Quando se verificam anomalias cerebrais nos pacientes o avanço da patologia é muito mais acelerado.

1.5.5 Perda de visão e perda vocal

Como é indicado anteriormente, é extremamente raro os nervos cranianos serem afetados nesta patologia, mas caso o seja, podem provocar graves consequências ao portador. Estas perdas nos sentidos podem ser totais ou não e, dos casos relatados, geralmente ocorrem unilateralmente [19,20]. Estas perdas ocorrem por norma em portadores de CMT1. Na perda de visão, nota-se uma opacidade vítrea que se desenvolve progressivamente. A esta opacidade vítrea dá-se vulgarmente o nome de “olho áspero” [24].

Também existem outros problemas ao nível da visão como anormalidades pupilares, degeneração pigmentar da retina e atrofia ótica [29]

Outros sintomas menos comuns podem estar presentes nos portadores de CMT como escoliose, displasia da anca e do quadril, hipotonia generalizada, diminuição do esforço de sucção entre outros problemas. Para além disto, a dor e a baixa resistência dos músculos levam a muitas limitações secundárias, como a diminuição da eficácia cardiopulmonar e o aumento do gasto energético durante o funcionamento diário [27]. Note-se também que, os portadores desta patologia em fase de desenvolvimento apresentam por norma um grande atraso motor, comparativamente com outros da mesma idade. Existem também outros fatores que tem impacto bastante grande neste tipo de portadores que é o fator psicológico, bem como um esgotamento físico maior comparativamente com pessoas que não possuam esta patologia. Estudos também apontam que portadores desta patologia estão também sujeitos a mais stress, alterações de humor, frustração, decepção com a vida e isolamento [32].

1.6 Tratamento

Pela descrição feita até agora sobre a patologia, é notório que, esta patologia é uma doença com deformidades progressiva e bastante variáveis, o que tem de ser levado em conta no tratamento selecionado. Para além disto, atualmente não existe tratamento com base em medicamentos que seja eficaz, o que faz com que, os métodos mais utilizados sejam a reabilitação, o tratamento cirúrgico das deformações esqueléticas e musculares e a terapia dos sintomas. O paciente precisa ser tratado com equipa multidisciplinar com muitos especialistas que respeitam todas as limitações e são capazes de lidar com problemas psicossomáticos representados por esse grupo de pacientes [27]

Como esta patologia afeta fortemente as atividades diárias dos portadores, como a marcha, o equilíbrio, a qualidade de vida dos mesmos é fortemente afetada, o que faz com que cada vez mais sejam feitos estudos que avaliem a função motora quer em situações de marcha normal, quer em tarefas locomotoras mais desafiantes. Com isto, pretende-se descobrir qual o tratamento mais indicado para cada portador da patologia. Neste tipo de estudo algo que também é fortemente analisado são as alterações no equilíbrio, alterações essas que apresentam aspetos bastante críticos no dia-a-dia dos pacientes. Para colmatar este tipo de problemas foram propostos protocolos de reabilitação que visam melhorar o equilíbrio dos portadores de CMT [31].

Para os tratamentos a nível dos pés, inicialmente são requeridos estudos radiológicos que consistem em radiografias quer anteroposteriores, quer laterais dos pés, mostrando assim mais em pormenor as deformidades observadas. Só após esta análise inicial, é que o médico irá decidir que tipo de tratamento deve sujeitar o paciente. Pode-se optar pelo tratamento conservador que consiste em aparelhos de correção, solas e bastante reabilitação. A cirurgia como é um tratamento bastante mais invasivo, só é utilizada quando o tratamento conservador falha. Uma das vantagens da cirurgia é o facto de, existir conservação das articulações.

Para o tratamento conservador da patologia recorre-se a Ortótese. De se notar que, a partir de estudos já feitos, esta abordagem não apresenta grandes vantagens para o paciente. Só se recorre a este tipo de dispositivos quando as deformidades apresentadas são leves e quando o pé ainda apresenta flexibilidade. Com este tipo de tratamento por vezes ocorre um fenómeno designado por “pé torto fraco”, que irá requerer o uso de uma tala articular designada de tala de Tamarack, apresentada na figura 10.



Figura 10: "Pé torto fraco" corrigido por uma tala de Tamarack [33]

A outra opção utilizada para tratar estes problemas encontrados nos pés é a cirurgia. Note-se que, os cirurgiões ortopedistas devem ter ciência ao escolher o tratamento cirúrgico que, esta patologia é progressiva, o que fará com que as deformidades inevitavelmente continuem a ocorrer, apesar da operação. Assim sendo é recorrente que seja necessário mais do que uma operação para que sejam corrigidas anormalidades que com o tempo vão aparecendo. Note-se que, por se tratar de uma patologia progressiva, crianças e adolescentes que sejam portadores de CMT por norma não são sujeitos à cirurgia [33].

Uma das possibilidades para minimizar todos estes problemas seria a artrodese tripla (fusão das articulações subtalar, calcaneocuboide e talonavicular, por meio de grampos de compressão canulados), mas este tratamento tem-se mostrado não muito viável, sendo a cirurgia de Joint-sparing (tratamento desafiante que serve para "amparar" pequenos fragmentos) o tratamento preferível.

Outra das cirurgias mais comuns para corrigir deformidades bem como alterar a capacidade dos músculos gerarem rotação são as osteotomias.

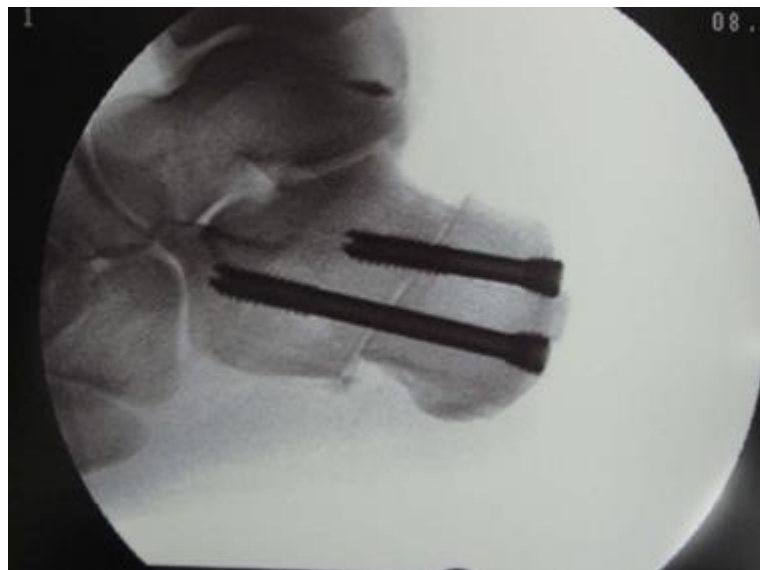


Figura 11: Representação de cirurgia realizada no calcâneo [33]

Com tudo isto é notório que, o tratamento ao nível do pé é um desafio, pois é ainda difícil prever a progressão das deformidades

Atualmente, para o tratamento desta patologia, recorre-se muito á prevenção e para tal são usados bastantes dispositivos ortopédicos, dispositivos esses que tanto podem ser para o pulso, mãos, tibiotarsal, como para o pé. Com isto, pretende-se evitar que estes locais onde os dispositivos foram colocados fiquem rígidos, retraídos e deformados. A cirurgia de correção muito raramente é indicada. Assim, os métodos mais comuns utilizados para tratar esta patologia é recorrer a terapias físicas e ortopédicas adaptadas as especificidades de cada individuo desde tenra idade, de forma a permitir que estes mantenham a sua qualidade de vida [18]. Apesar de todos estes dispositivos e cirurgias disponíveis, alguns tratamentos também bastante sugeridos são a fisioterapia, e todos os tipos de ginástica acompanhada por especialistas. Note-se que a recomendação destes tratamentos deve ser sempre acompanhados por médicos.

1.7 Dispositivos mais comuns, usados pelos portadores de CMT

Embora bastantes estudos tenham sido feitos sobre esta doença a nível molecular, poucos foram feitos de forma a se perceber qual o melhor dispositivo que possa ser usado para auxiliar os portadores desta patologia no seu dia á dia. Algo bastante comum que é utilizado por portadores desta patologia são ortóteses no tornozelo. Estudos já realizados, mostram que, este tipo de ortótese permite um aumento dos momentos fletores no tornozelo durante o ciclo de marcha, podendo este aumento chegar até 20%. Outro ponto importante a se referir durante o uso deste tipo de ortótese é que este uso em nada aumenta os momentos de força na zona da anca. Para além disto não existem diferenças significativas na atividade muscular nos membros inferiores [10].

Note-se também que as ortóteses tornozelo-pé (OTP) provoca um decréscimo quer da velocidade, quer da passada e um aumento da duração da mesma. [11] Apesar destes fatores, pacientes que usam este tipo de ortótese possuem melhorias a nível de reações de equilíbrio bem como no desempenho da marcha [12].

Assim, pode-se concluir que para muitos pacientes é extremamente aconselhável o uso deste tipo de ortótese, já que permitem minimizar sinergias inadequadas de movimentos [12] e o seu uso precoce previne bastantes problemas comuns, só que cada caso é um caso e a prescrição deste tipo de dispositivo deve ter em conta as particularidades de cada individuo [10,11, 12].

1.8 Estado da paciente

O objetivo desta tese é o desenvolvimento de um dispositivo que ajude diretamente, uma paciente portadora da doença Charcot-Marie-Tooth, a movimentar-se de forma mais autónoma, segura e equilibrada. Esta paciente é portadora de CMT1 e atualmente move-se com o auxílio de uma cadeira de rodas. Para além disto, e á semelhança dos muitos portadores desta patologia esta não apresenta força nem sensibilidade quer na mão quer na maioria dos dedos, o que dificulta em muito a sua estabilidade e segurança. A patologia foi-lhe detetada muito cedo, e deste modo, não possui deformações nos pés (o que é muito característico da doença), porque foi sujeita a uma cirurgia de correção no tornozelo. Para além disto possui uma espécie duma “tala” nos pés de modo a que os mantenha sempre na mesma posição, ou seja esticados.

Conseguiu andar até à relativamente pouco tempo, mas sofreu três quedas, o que fez com que desenvolvesse medo de andar desamparada. Com este medo, como deixou de andar, por consequência deixou de estimular as pernas o que fez com que estas atrofiassem e com isto houve uma diminuição drástica na massa muscular existente a baixo dos joelhos. Por causa desta perda muscular e por causa da pouca exercitação e movimentação dos membros inferiores existe um desequilíbrio na zona da anca o que faz com que esta possua uma flexão anormal da mesma. Com isto tudo conclui-se que esta paciente em questão, necessita de auxilio para se equilibrar ao andar, não só na parte inferior do corpo, como também na parte superior do mesmo.

De se notar que a doente apresente o tipo mais comum desta patologia CMT1A.

1.8.1 Modo como a paciente se desloca atualmente

Como já foi indicado, a presente paciente utiliza para a sua locomoção uma cadeira de rodas o que sem dúvida prejudica bastante a sua saúde, já que existe uma grande perda da estimulação muscular na zona das pernas, o que faz com que, por desuso, atrofiem. Para tentar colmatar este desuso, a paciente recorre a fisioterapia 2 vezes por semana, o que, apesar dos esforços, não é suficiente para fortalecer esta zona. Apesar do uso deste dispositivo ter sido indicado e aconselhado pelos médicos que seguem esta paciente, este dispositivo, para além da perda de estimulação muscular nas pernas pode trazer outros problemas como lesões no membro superior, mais concretamente em articulações do ombro, cotovelo e punho e isto ocorre devido ao facto de, por norma as cadeiras de rodas não estarem ergonomicamente adaptadas às mãos do utilizador e como tal existir pouca área de contacto entre as mãos e o local nas rodas onde se aplica a força para que a cadeira se mova. Como tal, e com o passar do tempo, os utilizadores

deste dispositivo vão desenvolvendo problemas nas articulações dos membros superiores. Tudo isto, pode ser ainda agravado pelo facto de a paciente possuir também deformidades na parte das mãos o que a torna ainda mais vulnerável a todos estes problemas. Para além de todas as lesões que possam ocorrer ao utilizador das cadeiras de rodas, outros problemas que o utilizador possui é o acesso a objetos que estejam a uma altura superior aquela que podem atingir, bem como a mobilidade dentro de espaços mais pequenos.

Para além de todos estes problemas que enfrentam devido á mobilidade condicionada, é comum neste tipo de utilizadores uma frustração devido ao facto de grande parte destes utilizadores estarem dependentes de outros, vendo assim toda a sua autonomia também condicionada.

1.9 Dispositivos existentes no Mercado de apoio á mobilidade

Os dispositivos que atualmente se encontram no Mercado e que podem ir de encontro ás necessidade da paciente são: as ortóteses, os andarilhos com suporte pélvico e os exosqueletos.

1.9.1 Órtóteses

Para que uma ortótese funcione de forma adequada, é necessário que haja uma correta indicação pelo profissional de saúde que acompanha a paciente, já que o design, confeção e adaptação deve ser adequado a este. Tendo em conta estes fatores, a órtese irá potencializar e melhorar o desenvolvimento do paciente, reduzindo e melhorando as deformidades, o impacto articular e promovendo assim, o equilíbrio biomecânico do mesmo.

Atualmente no mercado existem bastantes próteses disponíveis, com diferentes características mecânicas e recorrendo a avançadas tecnologias de fabricação [12].

No caso específico desta paciente, em que apenas se consideram os membros inferiores, o tipo de Ortótese disponíveis no mercado, são as seguintes:

- OrtóteseOrtótese e tornozelo e pé (conhecidas por OTP)
- Ortótese de Joelho (conhecidas por Kneeorthosis-KO)
- Ortótese de coxa-jelho-pé ou cruropodálicas (KAFO's)
- Ortótese de quadril-jelho-tornozelo-pé

Note-se que atualmente também existem no mercado outro tipo de próteses que são mais indicadas para membros superiores.

As Ortótese existentes no grupo de tornozelo e de pé, para uso terapêutico, podem ser classificadas como estáticas (também conhecidas como rígidas), quando imobilizam limitando o posicionamento da articulação, ou dinâmicas, quando permitem a movimentação articular, promovendo neutralização das forças que causam deformação, manutenção e fortalecimento da musculatura [12].

Na figura 12, é apresentado um exemplo de uma órtese.



Figura 12: Exemplo de ortótese existente no Mercado [51]

Note-se que, o recurso a este dispositivo não iria responder totalmente ao problema da paciente, uma vez que o problema de flexão anormal que esta apresenta na parte superior do corpo não iria ser respondido. Assim, este dispositivo não responderia de forma total ao problema da paciente, não lhe conferindo toda a estabilidade, apoio e segurança que esta requer. O recurso e a seleção do tipo de Órtese a ser usado, por parte de portadores de CMT, deve ter em conta um criterioso diagnóstico cinético-funcional, que devem seguir tanto as particularidades do paciente quanto da doença [12].

1.9.2 Andarilhos

Os andarilhos são dispositivos que se adequam às necessidades da paciente, visto que pode-lhe permitir executar todas as suas tarefas diárias com a maior segurança possível. Existem bastantes exemplares deste tipo de andarilhos sendo, para o caso da paciente em questão deve-se optar por andarilhos que, permitam um suporte na parte superior do corpo, devido á flexão anormal que esta apresenta neste local. Para além disto, considera-se também que o tipo de andarilho a recorrer terá de ter suporte pélvico, fazendo assim com que a segurança da mesma também aumentasse.

Na figura 13 está presente um exemplar deste tipo de andarilhos.



Figura 13: Exemplo de andarilho com suporte pélvico existente no Mercado [52]

1.9.3 Exoesqueletos

Existem atualmente inúmeros projetos destinados à reabilitação média e adaptação social recorrendo a estes mesmos dispositivos. São dispositivos inovadores que estão destinados a melhorar as incapacidades físicas e, possibilitar às pessoas que possuem algum distúrbio na locomoção dos membros inferiores, a possibilidade de se erguerem e de caminhar, ou seja, voltarem a ter uma vida o mais normal possível. Os exoesqueletos que atualmente têm vindo a ser desenvolvidos, saem cada vez mais do padrão de ficção, para poderem ser usados diariamente em qualquer lugar. Podem ser personalizados e configurados para cada paciente, o que confere uma muito maior segurança ao seu utilizador.

Há estudos que evidenciam que a utilização deste tipo de dispositivos é benéfica, como por exemplo: diminuição de dor e da gordura corporal, melhoria bastante significativa da postura e do equilíbrio, e ainda, melhora substancialmente a saúde mental do seu utilizador. Uma desvantagem destes dispositivos, é o facto de, na sua grande maioria, os seus utilizadores tem de o usar conjuntamente com moletas.

Na figura 14, é mostrado um exemplar de exoesqueleto



Figura 14: Exemplo de exoesqueleto [50]

Parte II. Projeto

2.1 Fases de desenvolvimento do projeto

Na presente dissertação o processo de desenvolvimento do projeto baseou-se na metodologia de Ulrich e Eppinger, 2003 [54], bem como no Livro "Design & Engenharia: da ideia ao produto [53].

Assim sendo, esta parte do projeto envolveu as seguintes fases:

Fase 0: Planeamento

Nesta fase foi feita uma breve descrição dos princípios do projeto (*Project Brief*) que consiste numa descrição do produto, na definição dos objetivos, na identificação de restrições e pressupostos e por fim na identificação dos *stakeholders*.

Fase 1: Desenvolvimento do conceito

Para desenvolver um produto credível que no final seja bem aceite é necessário a realização de uma análise do estado de arte bem como dos casos de estudo por forma a identificar oportunidades, é necessário a identificação das necessidades do mercado alvo, assim como o estabelecimento das especificações alvo seguindo do QFD, da geração de conceitos e da sua seleção.

Fase 2: Desenvolvimento de sistemas

Na fase de desenvolvimento de sistemas, foi definida a arquitetura do produto, sendo este decomposto em componentes e subsistemas, foram igualmente definidas as especificações funcionais para cada componente e por fim, definida a montagem final do produto.

Fase 3: Produto de detalhe

Nesta fase foi definida a geometria de cada componente, peças e elementos de ligação de forma a assegurar a sua funcionalidade e viabilidade técnica.

2.2 Project Brief

Tendo em conta as fases que estão envolvidas nesta dissertação, o planeamento foi a primeira tarefa a realizar, antes de se avançar para outras fases necessárias para a realização do dispositivo final.

Para esta fase de planeamento, recorreu-se a um *Project Brief*, que tem como objetivo a realização de uma pequena descrição do produto a ser realizado, bem como a identificação dos objetivos principais do mesmo, mercado alvo, restrições e pressupostos, bem como os stakeholders.

-Descrição do produto

No seguimento do tema da presente dissertação, este projeto consistiu no desenvolvimento de um produto de apoio á mobilidade de uma portadora da patologia de Charcot-Marie-Tooth, ou seja, um produto que permitisse à uma portadora desta patologia a sua melhor locomoção. Note-se que o dispositivo a desenvolver do seguimento desta tese será um paliativo, ou seja um dispositivo que apenas irá retardar a progressão da atrofia dos músculos, melhorando assim a qualidade de vida da paciente.

-Objetivos principais

Face á diversidade de graus e á diversidade de características que a patologia Charcot-Marie-Tooth apresenta, é muitas vezes difícil aos portadores da mesma, encontrarem dispositivos disponíveis no mercado que vão de encontro ás suas necessidades. Esta mesma dificuldade foi encontrada pela paciente que é motivo pela realização da presente tese. Como foi descrito anteriormente, este atualmente apenas se desloca de cadeira de rodas, o que faz com que, para além de toda a sua mobilidade se encontrar condicionada, a sua qualidade de vida futura também será extremamente afetada, uma vez que, já que não existem estímulos constantes nos músculos dos membros inferiores, estes vão-se atrofiando cada vez mais.

O mercado alvo para a realização deste produto é, como já foi indicado anteriormente, uma portadora da patologia Charcot-Marie-Tooth. Este dispositivo, para além de poder responder às necessidades desta portadora em específico, poderá também responder às necessidades de outras pessoas, portadores, ou não desta patologia, já que o dispositivo irá ter como função a melhoria da locomoção desta paciente.

No que diz respeito às restrições e pressupostos, a estrutura do produto não poderá comprometer ou prejudicar ainda mais as condições físicas que a paciente apresenta, pelo que deverá conferir segurança à mesma, de forma a que esta não apresente novamente outra lesão devido a quedas.

O dispositivo deverá também ser adequável às características físicas e dimensões da paciente, de forma a lhe conferir mais conforto.

A principal visada será a paciente da patologia, já que este dispositivo poderá conferir-lhe uma maior independência, bem como uma melhor qualidade de vida da mesma.

Outros beneficiários do desenvolvimento deste dispositivo, serão as pessoas mais próximas e que convivem diariamente com a portadora da patologia.

De forma a resumir a informação descrita nos tópicos anteriores, foi realizada uma tabela, que define resumidamente os princípios deste projeto.

Tabela 1 : Project Brief

A multifuncionalidade no desenvolvimento de um dispositivo de apoio à mobilidade	
Descrição do produto	Produto que permita à portadora de Charcot-Marie-Tooth a sua melhor locomoção
Objetivos principais	Desenvolvimento de um produto que vá de encontro às necessidades da paciente possibilitando a melhor locomoção da mesma.
Mercado Alvo	Paciente portadora da patologia Charcot-Marie-Tooth
Restrições e pressupostos	Conferir segurança à paciente Fácil utilização Dimensões do dispositivo de acordo com as dimensões da paciente Dispositivo ajustável de acordo com a

	fisionomia da paciente
<i>Stakeholders</i>	Portadora da patologia de Charcot-Marie-Tooth Familiars e amigos da paciente Ortopedistas Fisioterapeutas

2.3 Requisitos do cliente/utilizador e Requisitos por Observação Direta

No desenvolvimento de um produto, é importante reconhecer as necessidades do público-alvo, pois só assim é que se pode dar resposta as necessidades do mesmo.

Assim, após a realização do *Project Brief*, o qual transmite os princípios do projeto, em que consiste o mesmo e para que mercado é direcionado, a recolha das necessidades será realizada entrando em contacto direto com a paciente, por observação direta e através do *Project Brief* realizado anteriormente.

Após a recolha das necessidades obtidas pelos métodos referidos, estas serão tratadas de maneira a serem estabelecidos os requisitos do cliente/ utilizador.

Para além dos requisitos retirados com base no Project Brief e pela observação de um vídeo facultado pela portadora da patologia, foi possível identificar mais algumas necessidades. Este vídeo foi também visualizado por um ortopedista, bem como por enfermeiros que, por consequência do seu trabalho têm melhor olho clínico para identificar com maior pormenor as alterações no estado de locomoção da paciente. O parecer clínico dado por estes profissionais da ação médica foi sem dúvida uma grande ajuda na identificação e na melhor perceção dos problemas motores que a paciente possui. Note-se que, o contacto com os médicos e fisioterapeuta, que acompanham a paciente á bastante tempo, não foi possível, apesar de várias e constantes tentativas.

Assim, foram identificados os seguintes requisitos:

- Manter a paciente na posição levantada
- Ser estável
- Ser seguro
- Existência de pouca carga sobre as pernas da paciente
- Possibilitar a passagem da mesma, com o dispositivo, por portas abertas
- Permitir a entrada no carro.
- Permitir a locomoção da paciente
- Fácil utilização
- Dispositivo que possua ou se adapte as dimensões de acordo com a paciente
- Baixo custo possível
- Leve
- Modular
- Ser resistente
- Cumprimentos de normas em vigor
- Possibilita o aumento de autonomia á pessoa
- Aumentar a estabilidade de zonas corporais tais como principalmente o tronco do paciente

- Arestas suaves preferencialmente
- Apoio dos braços ajustável com a altura
- Fácil higienização / limpeza
- Confortável
- Fácil adaptação ao uso
- Compacto
- Aspeto sóbrio e discreto
- Fácil transporte
- Fácil colocação
- Durabilidade
- Baixa manutenção
- Ser ergonómico

Note-se que os aspetos indicados anteriormente, foram não só retirados com base no Project Brief, como também a partir do contacto direto com a paciente e pelo conhecimento do seu dia a dia. De salientar que, alguns dos requisitos referidos anteriormente acabam por ser obrigatórios (normativos / requeridos), já que o dispositivo a desenvolver servirá para a locomoção da paciente.

2.4 Análise de Kano

Para que um produto seja viabilizado e que possa ser mais competitivo no mercado, é necessário fazer uma avaliação correta da divisão das especificações. Para dar resposta a esta necessidade dos mercados, no Japão, um professor universitário de nome Noriaki Kano, desenvolveu a análise Kano, cujo principal objetivo é a classificação dos requisitos do cliente em requisitos obrigatórios (requisitos deve ter), requisitos unidimensionais e/ou requisitos atrativos. É um modelo inovador já que este visa não só a satisfação dos clientes, como também ultrapassar as suas expectativas. Assim este modelo considera que os clientes ficam mais satisfeitos quantos mais atributos o produto possuir. Note-se que este método, para além de ser utilizado para o desenvolvimento de produtos, é também usado para serviços e estratégias de mercados logo é um método bastante versátil.

Os requisitos obrigatórios são aqueles requisitos que o consumidor espera encontrar obrigatoriamente no produto e que não trazem qualquer satisfação do cliente, mas a sua inexistência traduz-se numa grande insatisfação do mesmo. Os requisitos unidimensionais são os requisitos que o cliente quer ter no produto e que a sua existência confere satisfação ao cliente e os requisitos atraentes são, como o próprio nome indica, requisitos que surpreendem o cliente. Note-se que, neste caso apenas se considerou 3 tipos de categorias, mas existem autores que indicam outro número de categorias, bem como outras nomenclaturas.

Tabela 2: Classificação de requisitos

Requisitos		Classificação
A	Manter a paciente na posição levantada	Obrigatório
B	Ser estável (tolerâncias apertadas)	Obrigatório
C	Ser seguro	Obrigatório
D	Existência de pouca carga sobre as pernas da paciente	Explicito
E	Possibilitar a passagem da paciente, com o dispositivo, por portas abertas	Atraente
F	Permitir a entrada da paciente no carro	Atraente
G	Permitir a locomoção da paciente	Obrigatório
H	Fácil utilização	Atraente
I	Dispositivo que possua as dimensões de acordo com a paciente	Obrigatório
J	Baixo custo	Atraente
K	Leve	Atraente
L	Modular (dispositivo que permita o ajuste das formas)	Atraente
M	Ser resistente (a quedas e ao peso da paciente)	Obrigatório
N	Possibilitar a autonomia á paciente	Explicito

O	Cumprimento de normas em vigor	Obrigatório
P	Permitir a estabilização do tronco da paciente	Explicito
Q	Arestas suaves	Obrigatório
R	Apoio dos braços	Explicito
S	Fácil higienização	Atraente
T	Confortável	Atraente
U	Fácil adaptação da paciente	Atraente
V	Compacto	Atraente
W	Aspetto sóbrio e discreto	Atraente
X	Fácil transporte	Explicito
Y	Fácil colocação	Explicito
Z	Durabilidade	Atraente
A1	Baixa manutenção	Atraente
B1	Ser ergonómico	Obrigatório

2.5 Árvore das necessidades

Depois de obtidos os requisitos, para se facilitar todo o processo de desenvolvimento, estes são organizados numa estrutura hierárquica que contempla as dimensões primárias, secundárias e terciária, onde o nível primário corresponde às necessidades estratégicas (características), o nível secundário às necessidades táticas (aspectos técnicos de cada característica) e o nível terciário às necessidades operacionais (detalhes de cada aspeto que neste caso corresponde aos requisitos enunciados a cima). Assim a árvore das necessidades é uma ferramenta indispensável já que traduz as necessidades e requisitos apresentados de uma forma mais difusa em requisitos de desempenho específico.

Tabela 3: Árvore das necessidades

Nível primário	Nível secundário	Nível terciário
Uso ou desempenho	Funcionalidade	Manter a paciente na posição levantada
		Existência de pouca carga sobre as pernas da paciente
		Possibilitar a passagem da mesma com o dispositivo, por portas abertas
		Permitir a entrada no carro
		Permitir a locomoção da paciente
		Fácil utilização
		Dispositivo que possua as dimensões de acordo com a paciente
		Modular (dispositivo que permita o ajuste das formas)
		Possibilita a autonomia a pessoa
		Permitir a estabilidade do tronco da paciente
		Apoio dos braços ajustável com a altura
		Fácil adaptação
		Compacto
		Fácil transporte
		Fácil colocação
	Conforto	Ser leve
		Ser confortável
		Ser ergonómico

	Higiene	Fácil higienização
Fiabilidade	Conformidade	Comprimentos de normas em vigor
	Segurança	Ser estável
		Ser seguro
		Arestas suaves
	Durabilidade	Ser resistente
		Ser duradouro
		Baixa manutenção
Aspetos visuais	Estética	Aspeto sóbrio e discreto
Qualidade percebida	Aquisição	Baixo custo

2.6 Diagrama de Mudge (Importância dos requisitos)

Para melhor perceber e identificar a importância de cada um dos requisitos, a ferramenta escolhida foi o diagrama de Mudge. Este diagrama serve para hierarquizar os requisitos e para tal atribui-se a cada um destes, um determinado valor de acordo com o grau de importância. Este grau de importância é obtido através da comparação entre os requisitos. Assim, o diagrama de Mudge, nada mais é do que uma matriz de comparação e de avaliação numérica. No final, soma-se os pontos de cada função e, aquele que possuir mais pontos é o que é mais importante. Assim obtém-se a hierarquia de importância.

Tabela 4: Diagrama de Mudge

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z	A1	B1	Total	%	Imp.	
A	A0	A0	A2	A3	A3	A0	A3	A3	A3	A2	A3	A2	A1	A2	A0	A3	A2	A3	A2	A3	A3	A3	A3	A3	A3	A2	60	9.28	28		
	B	B0	B0	B2	B2	B0	B2	B1	B3	B2	B3	B0	B1	B0	B0	B3	B1	B3	B2	B3	B3	B3	B3	B3	B2	B3	B1	46	7.12	24	
		C	C0	C2	C2	C0	C2	C2	C3	C2	C3	C0	C1	C0	C0	C1	C3	C3	C2	C3	C3	C3	C3	C2	C2	C2	C2	46	7.12	23	
			D	D2	D2	D0	D2	D2	D3	D2	D3	D2	D1	D2	D0	D3	D2	D3	D2	D2	D2	D3	D3	D3	D3	D3	D2	53	8.20	26	
				E	E0	E3	E0	E0	E1	E0	E2	E0	E3	E1	E2	E0	E2	E2	E0	E1	E1	E3	E2	E1	E1	E1	E0	14	2.17	13	
					F	G3	H2	I1	F1	F1	F1	M1	N0	O1	P2	F0	R1	F2	F0	U1	F2	F2	F2	F1	F1	F1	F0	14	2.17	12	
						G	G3	G3	G3	G2	G3	G2	G1	G2	G0	G3	G2	G3	G2	G3	G3	G3	G3	G3	G3	G3	G2	58	8.98	27	
							H	H0	H2	H2	H3	H2	N1	H3	H0	H3	H0	H3	H0	H3	H0	H2	H3	H1	H2	H2	H0	32	4.95	21	
								I	I2	I1	I2	I0	N1	I0	P2	I1	R1	I2	I0	U1	I2	I3	I1	I0	I1	I0	I0	17	2.63	15	
									J	K1	J0	M1	N3	O2	P3	Q1	R3	J1	T3	U2	V1	J2	J1	Y2	Z2	J0	B12	4	0.62	5	
										K	K1	M1	N3	O1	P2	K2	R3	K2	K0	U2	K3	K3	K0	Y1	Z1	K1	B12	12	1.86	10	
											L	M1	N3	O2	P3	L0	R3	L1	T2	U3	V2	L1	X1	Y2	Z1	A11	B12	2	0.31	3	
												M	N3	M0	P1	M2	R1	M3	T1	U2	M3	M3	M1	M1	M1	M1	B12	18	2.79	16	
													N	N3	N0	N2	N0	N3	N1	N3	N3	N3	N3	N2	N3	N3	N1	47	7.28	25	
														O	P2	O0	R2	O1	T2	O1	O0	O3	O0	O1	O0	O0	B12	12	1.86	9	
															P	P3	P0	P3	P1	P1	P3	P3	P2	P1	P3	P3	P0	40	6.19	22	
																	Q	R2	Q1	T1	U2	V1	Q3	Q1	Y2	Z1	A11	B13	6	0.93	6
																		R	R3	R0	R0	R2	R3	R1	R1	R2	R0	32	4.95	20	
																			S	T3	U3	V3	S2	X1	Y2	Z2	A11	B13	2	0.31	2
																				T	T0	T2	T3	T1	T1	T2	T0	23	3.56	17	
																					U	U2	U3	U1	U1	U3	U0	30	4.64	19	
																						V	V3	V0	Y1	Z1	A11	B12	10	1.55	8
																							W	X2	Y3	Z3	A13	B13	0	0	1
																								X	Y1	Z1	X0	B11	4	0.62	4
																									Y	Y1	Y1	B11	17	2.63	14
																										Z	Z1	B12	13	2.01	11
																											A1	B12	7	1.08	7
																											B1	27	4.18	18	
																													646	100	

Legenda

0

Igualmente

1

Ligeiramente superior

2

Mediamente superior

3

Moderadamente superior

Legenda	
0	Igualmente
1	Ligeiramente superior
2	Mediamente superior
3	Moderadamente superior

Com base no diagrama de Mudge apresentado na tabela 4, foi possível observar os requisitos mais e menos importantes. Para melhor visualização foi realizado o Gráfico 1.

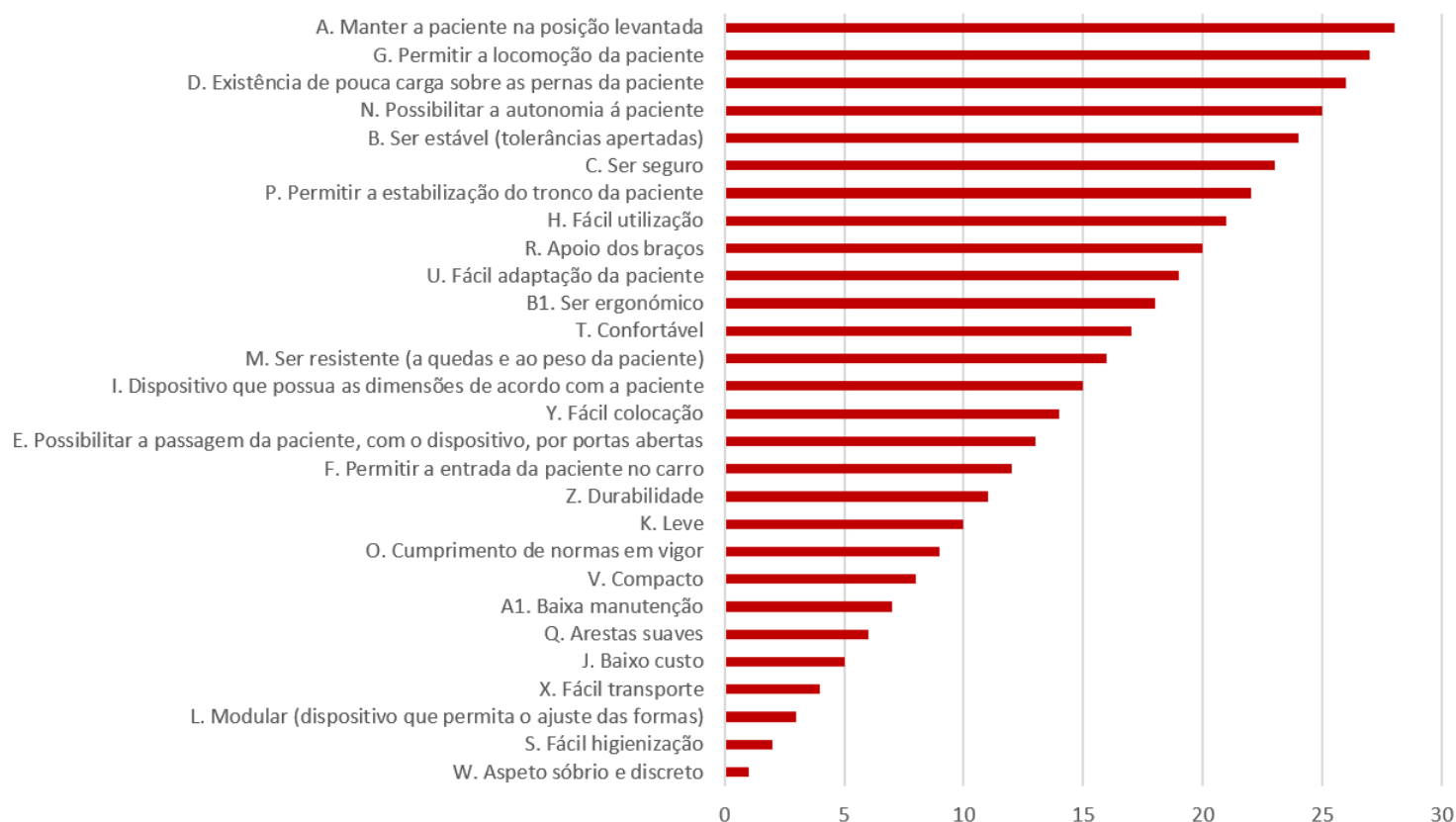


Gráfico 1: Importância dos requisitos obtida pelo diagrama de Mudge

Pela observação do gráfico que contem a importância dos requisitos obtida através do diagrama de Mudge podemos observar que os quatro requisitos menos importantes são:

- X. Fácil transporte
- L. Modular (dispositivo que permita o ajuste das formas)
- S. Fácil higienização
- W. Aspeto sóbrio e discreto.

Já os quatro requisitos mais importantes foram:

- A. Manter a paciente na posição levantada
- G. Permitir a locomoção da paciente
- N. Existência de pouca carga sobre as pernas da paciente

- B. Possibilitar a autonomia á paciente

De se notar que os quatro requisitos enunciados como mais importantes, foram considerados obrigatório ou explícitos pela análise Kano.

2.7 Dispositivos no mercado que respondem aos requisitos

Com os requisitos apontados anteriormente, e com os dispositivos disponíveis no mercado, foi possível encontrar alguns, que, com algumas melhorias, poderiam responder às necessidades e ao objetivo da paciente. A “conjugação” de dispositivos encontrada foi a seguinte:



Figura 15: Exoesqueleto [49]



Figura 16: Moletas [65]

Como já foi apresentado anteriormente, um dos dispositivos que pode dar resposta aos problemas de mobilidade da paciente é o exoesqueleto, que para além do quesito mobilidade, também lhe iria conferir a estabilização na parte superior do tronco. Também como já foi indicado, para a maioria dos exoesqueletos existentes no mercado, é necessário a utilização de moletas, moletas essas que teriam de ser diferentes do convencional para possibilitarem o apoio não só das mãos, mas de todo o antebraço da paciente.

Apesar de todas estas vantagens, a construção e execução de um dispositivo desta envergadura iria ser demasiado dispendioso, já que para a construção de um exoesqueleto, é necessário bastante tecnologia e recursos. Outro problema com a utilização deste conjunto de dispositivos, seria a utilização das moletas, já que a paciente não apresenta força nas mãos, o que faz com que, não pudesse segurar nas mesmas.



Figura 17: Ortótese de Joelho [66]



Figura 18: Moletas [65]



Figura 19: Colete para correção postural [67]

Outro dispositivo que poderia responder à falta de mobilidade na parte das pernas da paciente seriam as órtese. Apesar disto, este dispositivo só por si não iria responder na totalidade às necessidades e requisitos da paciente e portanto, para que esta se pudesse mobilizar seria também necessário a utilização de umas moletas, moletas essa, como descrito no conjunto anterior, teriam de ser adaptadas.

Para resolver o problema detetado na parte superior do corpo da paciente, seria necessário adicionar a todo este conjunto um colete que a premissa manter sempre na hirta na zona superior do corpo.

À semelhança do que foi descrito anteriormente, a utilização de moletas por parte desta paciente encontra-se inviabilizado uma vez que esta não apresenta força nas mãos.



Figura 20: Andarilho [52]



Figura 21: Colete correção postural [67]

Um dispositivo que poderia responder tanto aos problemas de mobilidade da portadora da patologia, quando conferir-lhe segurança, estabilidade e rápida adaptabilidade, seria um andarilho, preferencialmente com suporte pélvico para que desta forma a paciente se pudesse sentir mais segura.

Este tipo de andarilhos, para que a paciente possa ter mobilidade lateral na parte superior do corpo, não possuem suporte na zona do tronco, e portanto, para tal, seria necessário a utilização de um colete que mantenha a paciente na posição sempre correta, impedindo que esta realize defecções anormais nesta zona do corpo, como as que realiza atualmente.

Dos três conjuntos de dispositivos apresentados anteriormente, o conjunto de dispositivos mais viável para apoiar a mobilidade desta paciente, é o terceiro conjunto, composto pelo andarilho com suporte pélvico juntamente com o colete que manterá a paciente sempre na posição hirta.

De se notar que, este conjunto poderia ser facilmente constituído apenas por um dispositivo, se o andarilho possuísse um suporte na região do tronco, como por exemplo o apresentado na figura 22. Não se irá considerar este tipo de dispositivo, visto que o desenvolvimento de um dispositivo semelhante ao apresentado poderia trazer dificuldades de movimento à paciente e para além disto, poderia também acrescentar mais alguns problemas de segurança. Assim, com o colete, para além de este ser discreto e poder ser facilmente camuflado, as questões relativamente à estabilização do tronco são respondidas sem comprometer o bom funcionamento nem a qualidade de vida da paciente.



Figura 20: Tipo de andarilho

2.8 Especificações alvo

Apos estarem definidos os requisitos do cliente, bem como dos possíveis dispositivos existentes no mercado que poderão, com algumas adaptações, dar resposta às necessidades do cliente, a fase que se seguiu foi o estabelecimento das especificações do produto

As especificações alvo consistem na definição e valorização de métricas que dão resposta aos requisitos do cliente.

Para tal, elaborou-se uma tabela onde se apresentam listadas as métricas bem como as unidades de medidas e a que requisitos do cliente correspondem. Como é possível pela visualização da tabela 5, para responder a cada requisito são necessárias várias métricas.

Para facilitar o desenvolvimento de todo o trabalho, dividiu-se também as métricas por quatro grupos:

- Desempenho
- Dimensionamento
- Aspetos técnicos
- Aspetos estéticos

Tabela 5: Especificações do produto

	Nº	Especificações	Uni. Med.	Requisitos
Desempenho	1	Força de Locomoção	N.m	A, D, G, H, N, U
	2	Peso do utilizador	kg	A, C, B, M, O
	3	Nº de funções	Numérico	G, R, P, V
Dimensionamento	4	Altura para o apoio de braços	mm	A, B, H, I, O, P, R, T, U, V, Y, B1
	5	Comprimento para o apoio de braços	mm	A, B, H, I, O, P, R, T, U, V, Y, B1
	6	Altura para suporte pélvico	mm	A, C, H, M, N, T, U, V, Y, B1
	7\	Dimensão máxima do produto montado (AxLxC)	mm	A, E, F, I, R, Y, B1
	8	Dimensão máxima do produto arrumado (AxLxC)	mm	A, I, L, V, X, B1
	9	Peso máximo do produto	kg	A, G, H, K, N, R, U, X
	10	Raio mínimo das arestas	mm	C, O, Q
Aspetos técnicos	11	Nº de operações para alterar configuração	Numérico	A, B, G, H, L, M, V
	12	Nº total de componentes	Numérico	A, P, R
	13	Nº total de sub-sistemas e módulos	Numérico	A, L, P, R, V
	14	Materiais utilizados	Lista	B, C, K, M, O, Q, R, S, T, W, Z, A1
	15	Rugosidade do material	µm	S
	16	Resistência ao desgaste	mm³/m	M
	17	Preço do produto	€	A, B, C, D, G, H, I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R, S, T, U, V, W, X, Y, Z, A1, B1
	18	Dispositivos de segurança	Lista	C, M, O, Q
	19	Permeabilidade dos materiais	Darcy	M, S, Z, A1
estética	20	Nº de texturas	Numérico	S, W
	21	Nº de cores	Numérico	W
	22	Nº de padrões	Numérico	W

2.9 Aspetos técnicos e funcionais

Relativamente aos aspetos técnicos e funcionais relativos á utilização de qualquer produto, tem de se ter em conta tanto as medidas antropométricas quanto as normas previamente existentes de cada produto.

2.9.1 Normas

Segundo o IPQ (Instituto Português da qualidade) no desempenho de uma atividade, de forma consciente ou inconsciente, uma pessoa, rege-se por normas, deste modo, por trás do desempenho de um produto existe uma norma, a qual geralmente define as regras de segurança bem como os métodos de ensaio.

Para os andarilhos com suporte para braços a norma atual existente é a ISO 11199-3 de 2005 [48]. Pelo facto de a obtenção destas normas ser algo bastante dispendioso e porque não foi possível a sua consulta na totalidade, recorreu-se também á visualização da norma ISO 11199-2 [47], que é norma referente a andarilhos em que as mãos é que se apoiam no mesmo. Outra norma que também foi consultada foi a ISSO 11199-1 [46], que contem informação sobre ergonomia, segurança e desempenho deste tipo de dispositivos. De se notar que para estas 3 normas, o peso mínimo do ocupante é de 35 kg. Após a leitura destas normas foram encontrados os seguintes aspetos que são importantes ter em conta no desenvolvimento do projeto:

- A largura que um andarilho para usar dentro de residências não deve exceder os 700 mm;
- No que diz respeito aos materiais e aos acabamentos do mesmo, como este dispositivo entra em contacto direto com o usuário, os materiais do andarilho terão de ser biocompatíveis. Para além disto, os materiais utilizados não deverão modificar a cor quer da pele quer das roupas do seu utilizador e o andarilho também não poderá ter rebarbas, bordas afiadas ou protuberâncias que possam danificar a roupa ou causar desconforto ao utilizador;
- O diâmetro da roda dianteira não deve ser inferior a 180 mm e a largura não deve ser inferior a 22 mm;
- O local onde o utilizador coloca as mãos deve ser preferencialmente com formato anatómico e fácil de limpar;

- Caso alguma das “pernas” do dispositivo não possua roda, deve existir uma ponta com um design que impeça que esta seja oca. Para além disto, esta deve ser substituível e não alterar a cor do pavimento em que se encontra em contacto. Esta ponta deve possuir um diâmetro mínimo de 35 mm e deve ser firmemente fixada na perna;
- Caso o dispositivo seja para fechar para mais fácil arrumo e transporte, a abertura e fecho do mesmo deve ser feito sem ser necessário recorrer a acessórios extra.
- O suporte de braços deverá ser revestido com um material que seja confortável e biocompatível bem como de fácil limpeza;
- Para elemento de fixação pode-se recorrer a parafusos, estes devem ser montados com bloqueios apropriados como uma porca por exemplo;
- Caso o dispositivo tenha rodas, as rodas da frente devem ser maiores do que as rodas traseiras, de forma a possibilitar a ultrapassagem mais fácil de pequenos obstáculos que possam existir.

2.9.1 Antropometria

A antropometria é a ciência que estuda as dimensões do corpo humano e como tal, no desenvolvimento deste dispositivo é necessário ter em conta as medidas do seu utilizadores. A antropometria também é de extrema importância para a área da ergonomia [45].

As medidas utilizadas foram retiradas diretamente da paciente em questão e foram as apresentadas na tabela 6.

Tabela 6: Dimensões antropométricas da paciente

	Medidas (cm)
A	156
B	146
C	136
D	128
E	98
F	76
G	59
H	20
I	81
J	112
K	83
L	45
M	6
N	24
O	8.4
P	29
Q	23
R	17
S	20
T	27
U	30

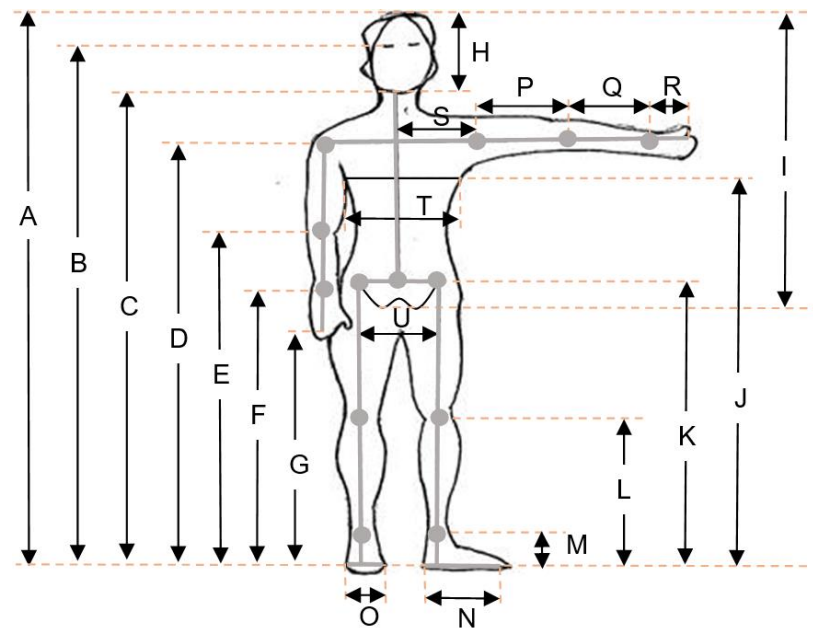


Figura 21: Representação das subdivisões do corpo, utilizadas na Tabela 6

2.10 Casa da qualidade (QFD - Quality Function Deployment)

Para o desenvolvimento do dispositivo, que responda as necessidades e especificações da paciente, utilizou-se uma análise QFD (Quality Function Deployment ou Desdobramento da Função Qualidade, mais vulgarmente conhecida por casa da qualidade). Com esta ferramenta de planeamento, consegue-se ter mais perceção das reais necessidades dos clientes e traduzir estas necessidades em especificações técnicas do produto. Para além disto, por esta ferramenta ser extremamente visual, permite uma rápida e eficaz perceção da informação relevante para o projeto, para além de melhorar a gestão do desenvolvimento do produto. Tudo isto permite a obtenção de produtos mais funcionais e, por consequência, uma maior satisfação do cliente.

O desenvolvimento de dispositivos para a utilização médica é processo multidisciplinar, que implica um conjunto de normas e de princípios para que possam garantir a qualidade e segurança do produto. Para além disto, tem de se garantir também a eficiência do desenvolvimento do mesmo. É um processo que envolve o estudo de fatores humanos bem como de ergonomia, antropometria e biomecânica. Como é um processo tão complexo, e que abrange tantas áreas, a utilização da ferramenta QFD é extremamente útil.

Por norma a aplicação do QFD envolve a construção de quatro matrizes: a matriz da qualidade, a matriz do produto, a matriz do processo e a matriz da produção. Para a presente dissertação, apenas se irá realizar a matriz da qualidade e matriz do produto

2.10.1 Matriz da qualidade

A matriz da qualidade permite a estabilização das prioridades e dos requisitos do cliente e das especificações do produto. Para o desenvolvimento desta matriz, recorre-se a cinco “quadros” que são:

- “Quadro 1” – requisitos do cliente
- “Quadro 2” – especificações do produto
- “Quadro 3” – Matriz de relações entre os requisitos do cliente e as especificações do produto
- “Quadro 4” – Benchmarking do mercado, avaliação competitiva e argumentos de venda (conforto com a concorrência);
- “Quadro 5” – Benchmarking técnico, avaliação da competitividade técnica das especificações do produto.

Tabela 7: Matriz da qualidade

Requisitos do cliente		Direcionador de melhoria >>>>>																								Kano (categoria)					IDI = Priorização / Peso da necessidade				EI= Avaliação Estratégica		MI= Avaliação da Concorrência		ID1= Priorização Revista																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																

Após o preenchimento da matriz da qualidade, realizou-se a análise dos resultados obtidos sendo que a aplicação desta ferramenta permite estabelecer as prioridades revistas com os requisitos do cliente (IDi*) e das especificações do produto (IQj*), foram construídos os gráficos 2 e 3.

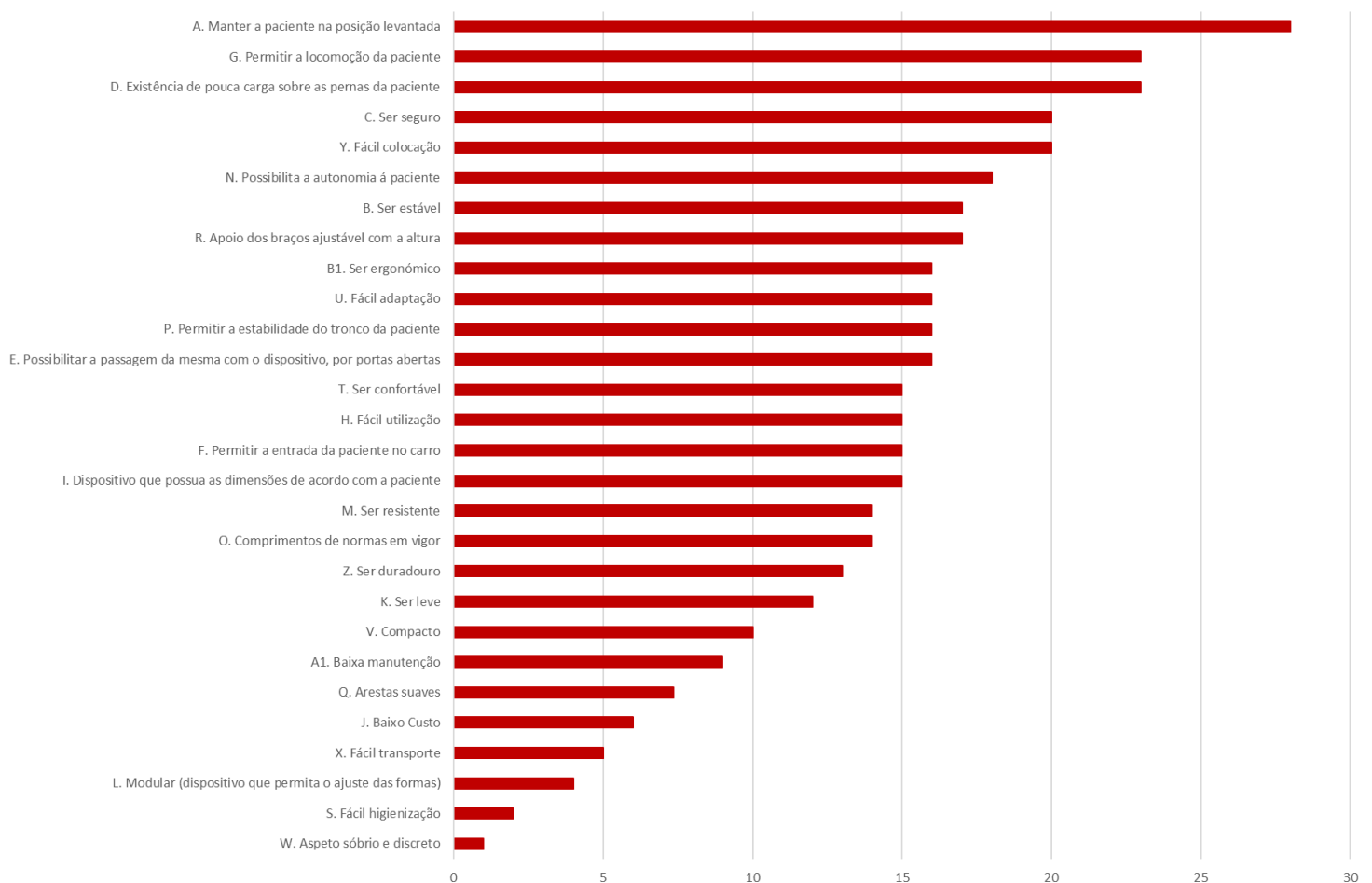


Gráfico 2: Priorização revista dos requisitos do cliente

Através da observação deste gráfico é possível concluir que, para além dos requisitos obrigatórios A, B, C, G, I, M, O, Q, B1 os requisitos prioritários são:

- D. Existência de pouca carga sobre as pernas da paciente;
- Y. Fácil colocação;
- N. Possibilitar autonomia á paciente.

Como é possível constatar houve alterações na priorização dos requisitos do cliente, mas os 3 requisitos menos relevantes mantem-se na mesma posição.



Gráfico 3: Priorização revista das especificações do produto

Relativamente á priorização revista das especificações, as que possuem maior prioridade são:

- 17. Preço do produto
- 7. Dimensão máxima do produto montado
- 4. Altura para apoio de braços
- 5. Comprimento para apoio de braços

Relativamente aos requisitos de menor prioridade temos:

- 15. Rugosidade do material
- 20. Nº de texturas
- 21. Nº de cores
- 22. Nº de padrões

2.11.2 Matriz do produto

À semelhança da matriz qualidade, o objetivo da matriz produto é a obtenção de um produto credível. Esta matriz permite estabelecer a priorização dos detalhes do produto durante a fase de desenvolvimento, através de uma matriz de relação entre as partes do produto e as suas especificações.

Semelhante à matriz da qualidade, esta matriz é constituída por “quadros” que neste caso são quatro:

- “Quadro 6” – especificações finais do produto
- “Quadro 7” – Detalhes do produto, separados por módulos
- “Quadro 8” – Matriz de relações entre as partes do produto e as especificações finais do produto
- “Quadro 9” – Priorização do desenvolvimento.

Os valores atribuídos foram assim distribuídos tendo em conta o grau de importância e de relevância que a paciente demonstrou quando questionada sobre este tópico. Já relativamente aos graus de atuação, os valores foram dados consoante a dificuldade na elaboração do sistema, e no tempo de demora que se pressupõem despende no desenvolvimento do produto.

Tabela 8: Matriz do produto

		N.m	kg	Númérico	mm	mm	mm	mm x mm x mm	mm x mm x mm	kg	mm	Númérico	Númérico	Númérico	Lista	µm	((mm³)/m	€	Lista	Darcy	Númérico	Númérico	Númérico				
		Força de locomoção	Peso do utilizador	Nº de funções	Altura para apoio de braços	Comprimento para apoio de braços	Altura para suporte pélvico	Dimensão máxima do produto montado (AxLxC)	Dimensão máxima do produto anulado (AxLxC)	Peso máximo do produto	Raio mínimo das arestas	Nº de operações para alterar a configuração	Nº total de componentes	Nº total de sub-sistemas e módulos	Materiais utilizados	Rugosidade do material	Resistência ao desgaste	Preço do produto	Dispositivos de segurança	Permeabilidade dos materiais	Nº de texturas	Nº de cores	Nº de padrões	Ipi = Importância das partes	Fi = Facilidade de Desenvolvimento	Ti = Tempo de Desenvolvimento	Ipi* = Priorização de Desenvolvimento
Legenda		Grau de atuação																									
1 Fraca		0,5 Baixa																									
3 Média		1 Neutra																									
9 Forte		1,5 Alta																									
		2 Elevada																									
Iqi *		5,9	4,5	4,1	7	7	5,9	11,3	3,3	3,7	1,7	4,3	2,2	3	6,5	0,1	1,8	13,8	3,5	1,9	0,1	0,1	0,1	485,1	1	2	594
Estrutura		9	9	9	9	3	1	9	9	3	9	3	9	3	3	1	3	9	9	3	1	1	1	485,1	1	2	594
Suporte pélvico		9	9	1	9	9	9	3	9	3	9	3	1	1	9	3	9	9	9	3	9	9	9	301,5	1,5	1,5	452
Suporte de braços		3	1	9	9	9	9	9	9	3	3	3	3	3	3	3	3	3	9	3	9	9	9	392	1	1	392
Sistema de compactação		9	9	1	9	9	9	3	3	3	9	3	3	3	3	3	3	3	3	3	9	9	9	369,5	1	1	370
Sistem de travagem		9	3	1					3	3	9	3	3	3	9	3	3	9	9	9				329,9	1,5	2	571
Rodas de transporte		9	3	1				3	3	3	9		3	3	3	3	3	3	3	3				172,7	1	0,5	122
Suporte para alterar direção		3	3	1									1	1	9	1	9	3	9					188,2	1	0,5	133
Sistema para ativar travagem		1	1	1	3	3	1			1	9	3	3	3	3	3	3	9	9					115,2	1	1,5	141
Sistema de encaixe/ajuste do suporte pélvico				1			9			1	9	1	3	3	3	3			9	9				147,1	1	1	147

Analisando a matriz do produto, e tendo em conta o propósito para a sua realização, apresenta-se o gráfico 4, que tem em conta a priorização das partes corrigidas.

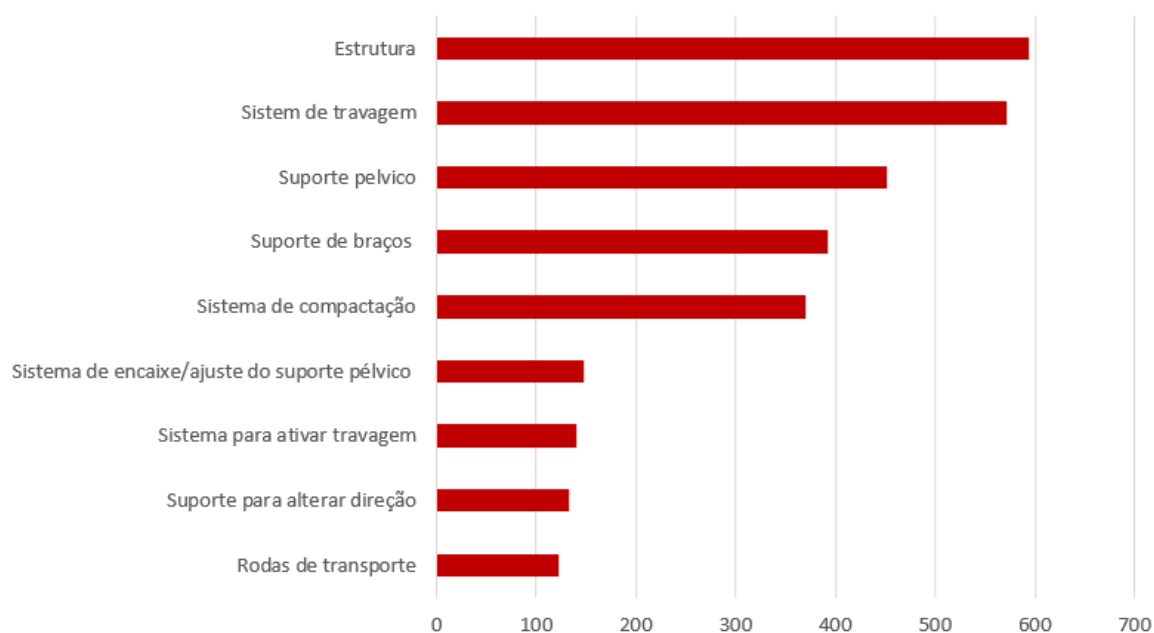


Gráfico 4: Priorização corrigida das partes do produto

Com base neste gráfico, é notório que a estrutura aparece com prioridade máxima já que se trata de um produto que servirá de base para todo o dispositivo. De seguida temos como prioridade o sistema de travagem sistema este que terá toda a importância para a segurança da paciente. Por outro lado, os dois sistemas com menos importância são as rodas de transporte, e o suporte para alterar a direção.

Estabelecidos os requisitos do utilizador, as especificações do produto bem como as partes prioritárias do produto, segue-se a geração de conceitos.

2.11 Geração de conceitos

A fase de geração de conceitos só pode ser feita após o estabelecimento dos requisitos e das especificações do produto. Nesta fase do desenvolvimento são gerados conceitos que tem como objetivo satisfazer as reais necessidades do cliente/utilizador. De forma a facilitar o processo de geração de conceitos, o método utilizado foi o seguinte:

- Clarificação do problema: para tal recorre-se a ferramentas como o diagrama funcional e *mind-map*;
- Pesquisa externa: Para tal realiza-se um *Benchmarkt* (feito anteriormente, presente no Anexo I);
- Pesquisa interna: Realização de análise morfológica e desenho de conceitos.

2.11.1 Diagrama funcional

A realização do diagrama funcional tem como principal objetivo descrever de forma estruturada, uma “rede” de funções de um sistema onde existem ligações de entrada (input) e de saída (output). Assim, são apresentados quer as funções do produto quer os componentes físicos que as implementam.

Para que este diagrama seja realizado é necessário examinar o dispositivo de uma perspetiva funcional.

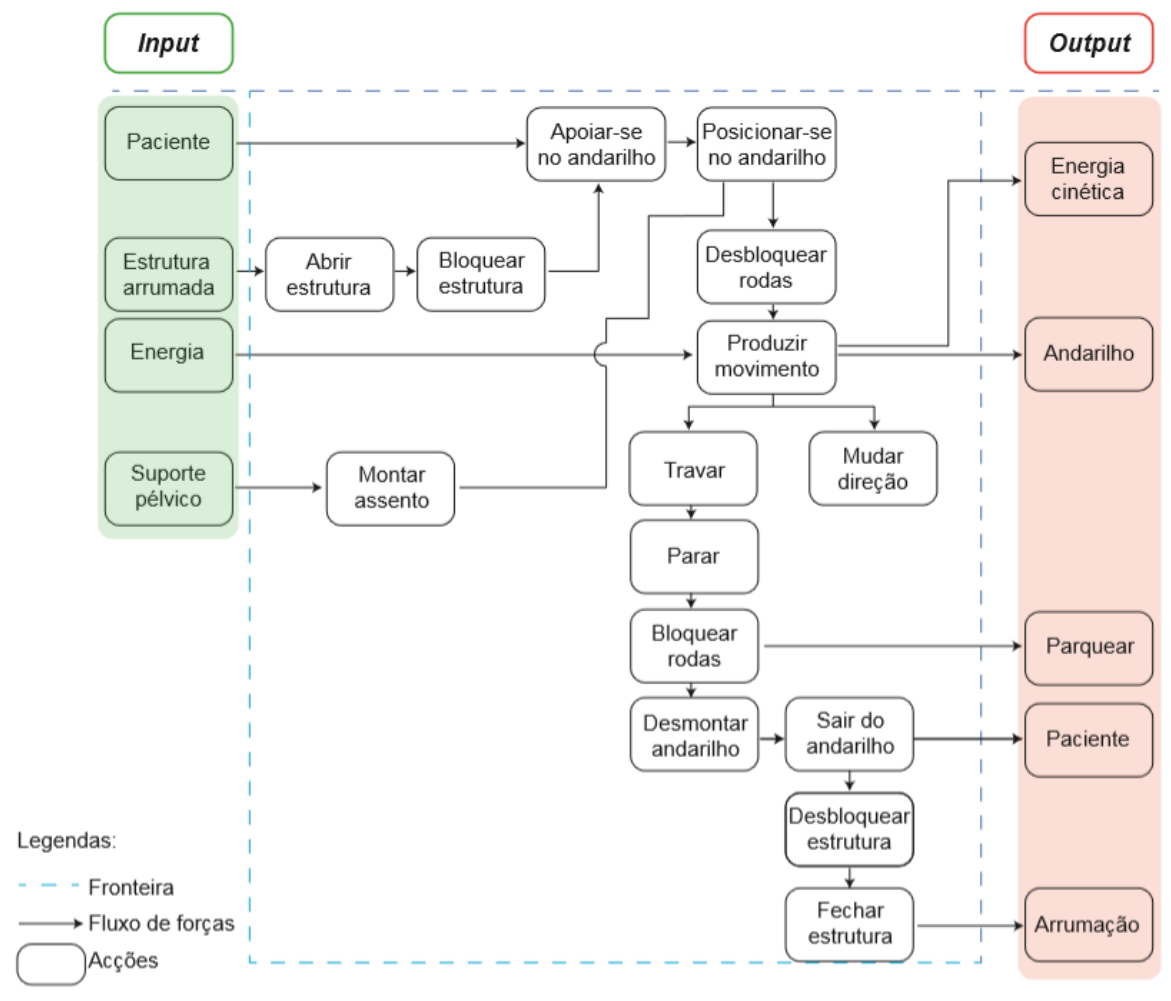


Figura 22: Diagrama funcional do dispositivo

2.11.2 Mind-Map

Uma das ferramentas mais comuns e mais utilizadas na geração de conceitos é o *mind-map*. Esta ferramenta tem como principal objetivo a representação das ideias de uma forma estruturada em torno do produto que se pretende desenvolver .

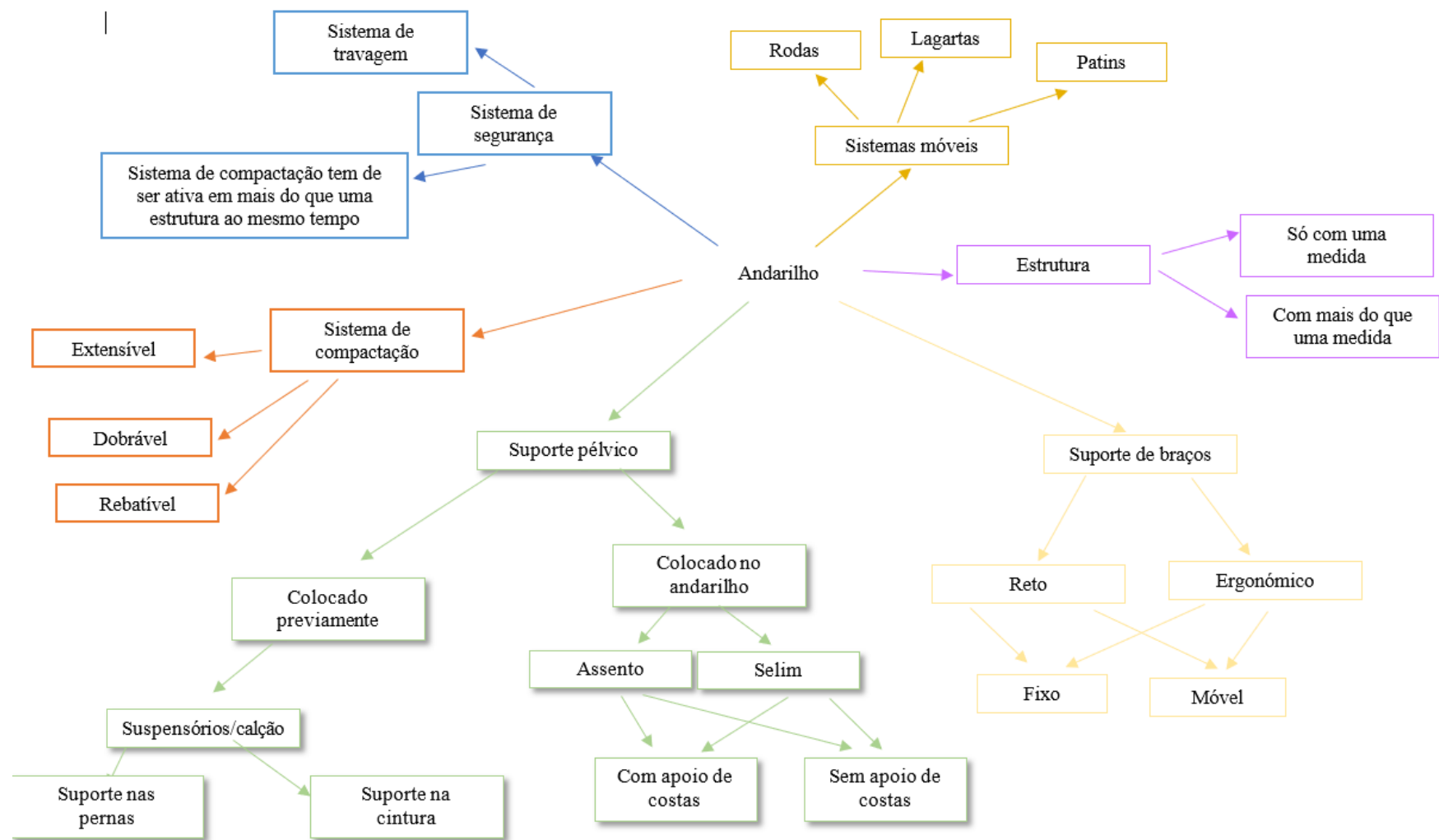


Figura 23: Mind-Map

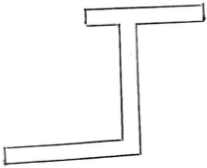
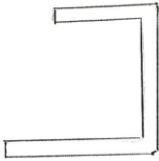
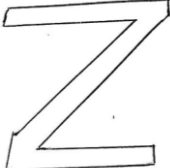
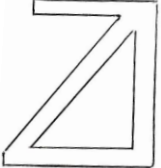
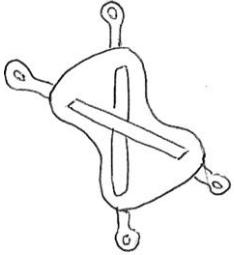
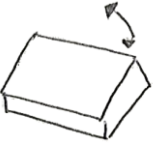

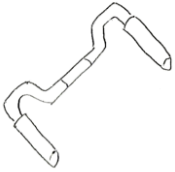
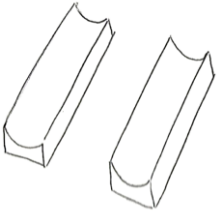
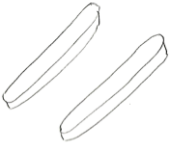
2.11.3 Análise morfológica





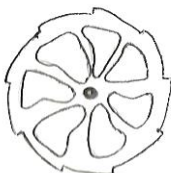
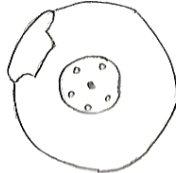
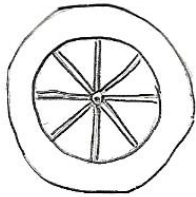
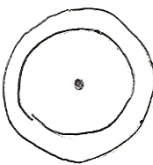
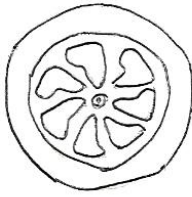
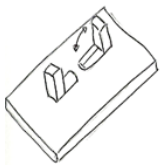

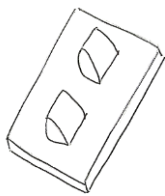


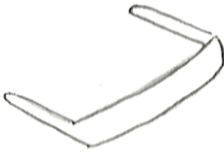



A análise morfológica é outra técnica para a geração de ideias, permitindo assim a análise em profundidade de produtos e soluções. Para tal e para existir maior organização recorre-se a uma matriz onde se faz o cruzamento entre os subsistemas e possíveis soluções. Recorrendo a esta matriz e com a mescla destas soluções é possível a obtenção de inspiração para novas ideias e para conceitos.

Assim a utilização da análise morfológica tem como objetivo a apresentação de soluções para cada um dos subsistemas indicados na matriz do produto.

Neste sentido a Tabela 9, apresenta as soluções identificadas para cada sub-sistema.

Tabela 9: Análise morfológica

Sub-sistema	Soluções			
	Formato em J	Formato de C ao contrario	Formato em Z	Formato em Z fechado
Estrutura				
Suporte pélvico	Suporte em tecido de forma a se adequar ao formato de corpo	Suporte em formato de assento removível	Selim	
				
Suporte de braços	Suporte de braços semelhante a bicicletas	Suporte de braços anatómico	Suporte de braços reto	
				

Sub-sistema	Soluções		
Sistema de compactação	Sistema telescópico	Sistema que desmonte	Sistema deslizante com calhas
			
Sistema de travagem	Roda com travagem ajustada	Discos	Calços
			
Rodas de transporte	Raios	Jante fechada	Jante de raios
			
Suporte para alteração da direção	Sistema rebaixável com separação em 2	Sistema rebaixável	Sistema fixo ergonómico
			
Sistema de travagem	Sistema estilo bicicleta	Travagem na roda com pé	Alavanca/botão
			
Sistema de encaixe/ajuste do suporte pélvico	Mosquetão	Sistema de ajuste dos cintos do carro	Sistema de encaixe gancho
			

2.11.4 Esboço de conceitos

Com base tanto no *mid-map* quanto na análise morfológica iniciou-se o desenho de conceitos até se obter um conceito que possa potenciar o desenvolvimento do produto final. De se notar que estas ferramentas serviram de inspiração no desenvolvimento dos conceitos

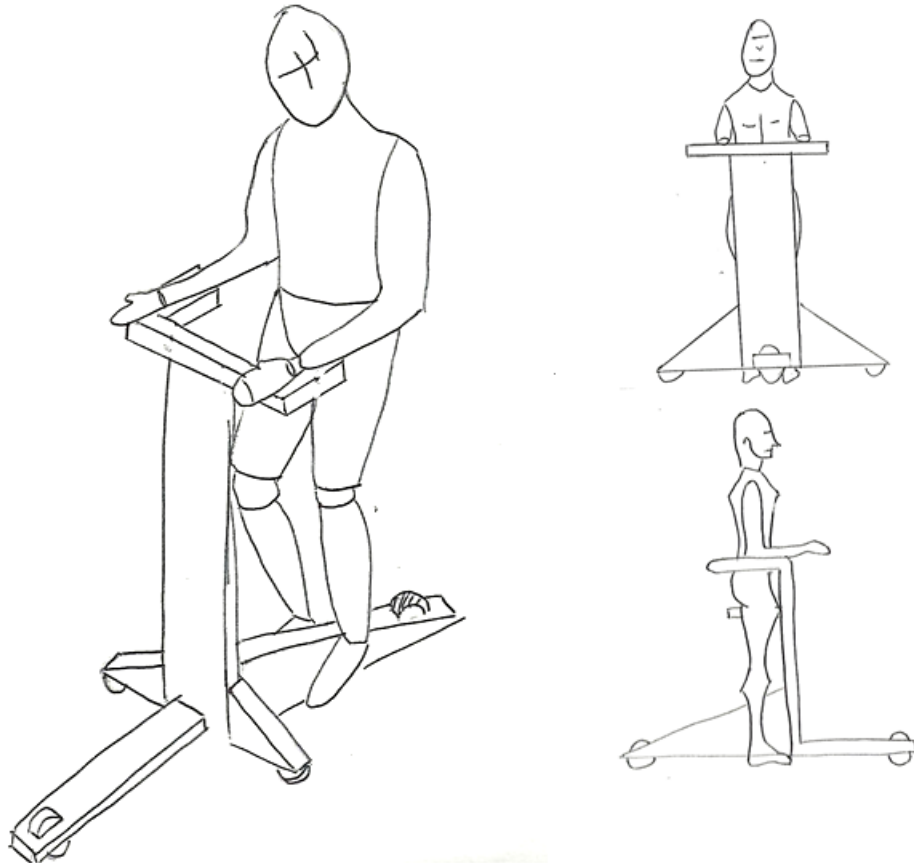


Figura 24: *Conceito 1*

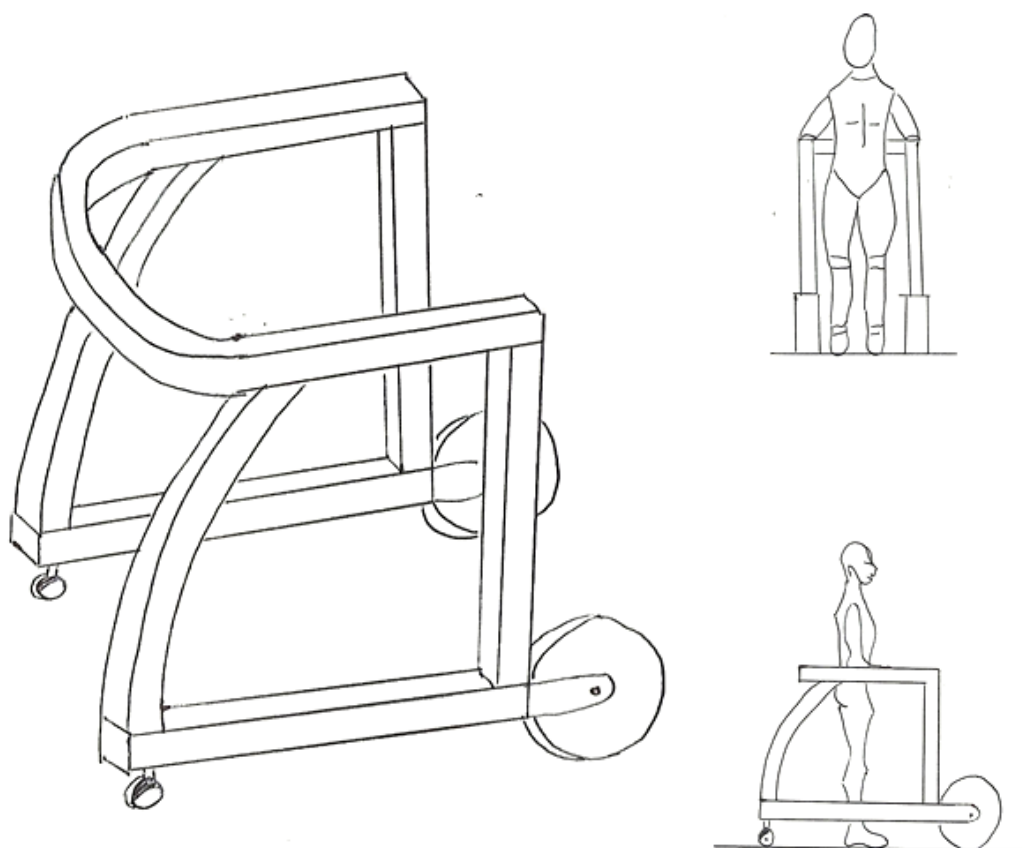


Figura 25: Conceito 2

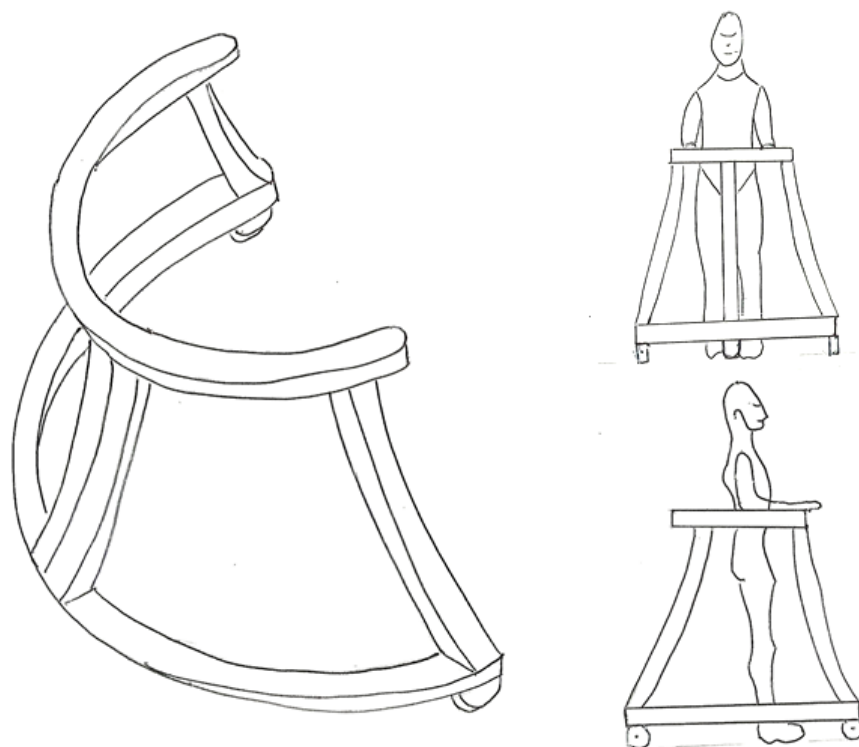


Figura 26: Conceito 3

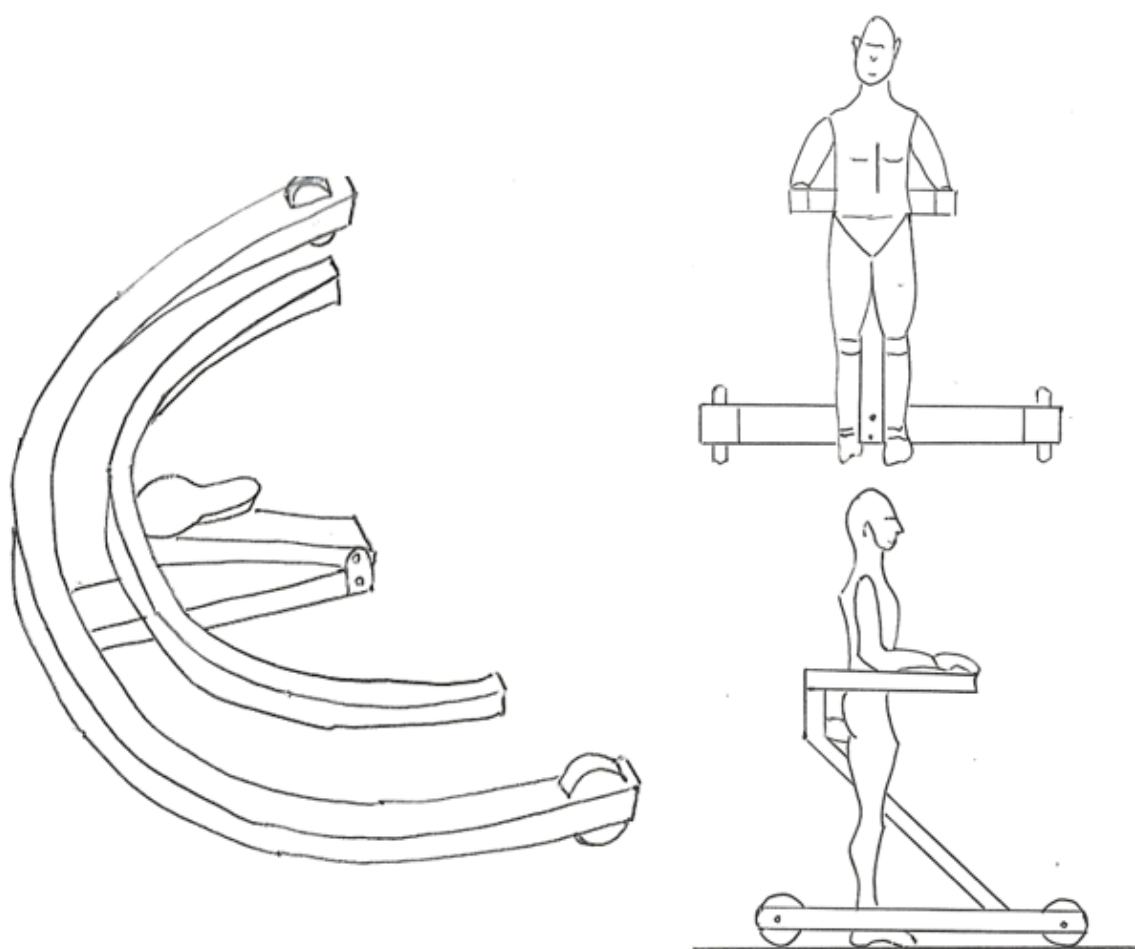


Figura 27: Conceito 4

Após bastante deliberação o conceito apresentado na figura 30 foi o conceito a ser desenvolvido. Este conceito foi o que mostrou maior potencial para o desenvolvimento deste dispositivo, porque é aquele que responde de forma mais eficaz às necessidades indicadas, bem como foi o dispositivo que mais agradou à paciente.

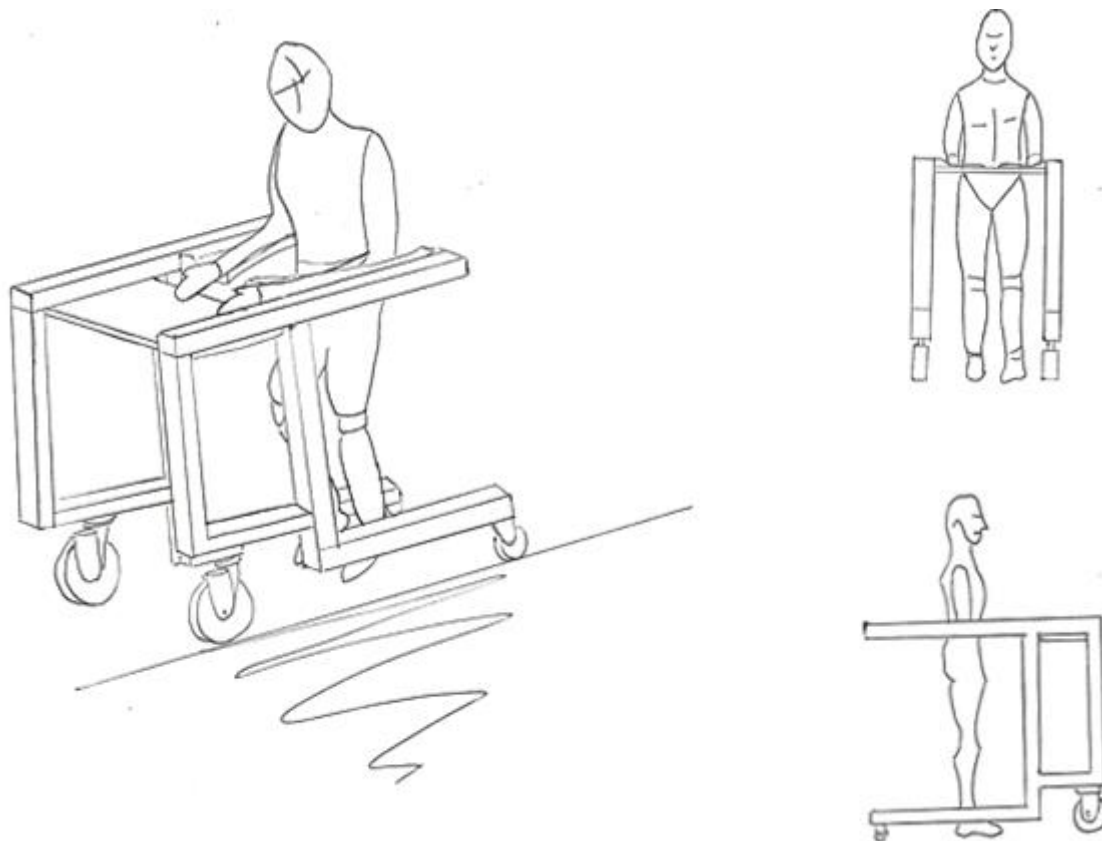


Figura 28: *Conceito final*

2.12 Proposta conceptual

Para comunicar de melhor forma o conceito do produto, esboçado na figura 30, foi elaborada uma modelação 3D, para que desta forma seja mais fácil perceber o funcionamento do produto. Esta modelação encontra-se na figura 31.



Figura 29: Proposta conceptual

2.13 Projeto de detalhe

O projeto de detalhe e dimensionamento consiste na conceção e dimensionamento dos componentes isolados e na apresentação do modo de funcionamento dos sistemas implementados no produto.

2.13.1 Design de sistemas

Nesta etapa é apresentado o modo de funcionamento dos sistemas que fazem parte do produto e que fazem com que o mesmo vá de encontro às necessidades da paciente.

De se notar que, na projeção de todos os sistemas foi tido em conta tanto a funcionalidade dos mesmos, quanto a forma mais simples e eficaz para a sua montagem.

Estrutura do sistema

Para suportar toda esta estrutura, recorreu-se a perfis quadrados. Sobre esta estrutura acentam mecanismos como as rodas, o veio sobre o qual é montado o suporte de braços, as calhas que servem para compactação do sistema, o suporte frontal, entre outros sistemas. Para que a união destes tubos com perfil quadrado possa ser possível recorre-se á soldadura. Já para a união dos outros sistemas á estrutura de base, recorre-se a parafusos ou a veios posicionados na estrutura.



Figura 30: Estrutura do sistema

Suporte pélvico

O suporte pélvico trata-se de um sistema que irá envolver a paciente quando esta entrar no andarilho. Para que esta colocação seja fácil, este suporte não terá as partes laterais, existindo assim apenas a parte frontal e posterior do mesmo. Quando a paciente se colocar no dispositivo, deverá ajustar e prender este suporte na estrutura, nuns encaixes específicos para a função.

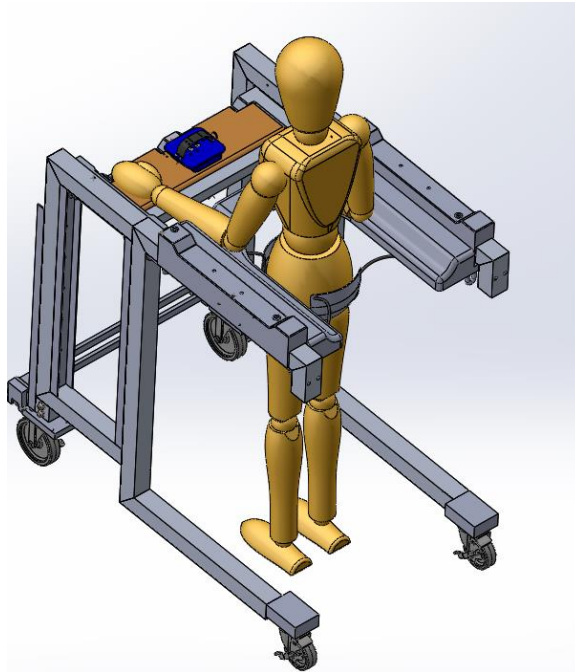


Figura 31: Suporte pélvico do sistema

Suporte de braços

O suporte de braços apresenta 2 posições para que a compactação seja possível. Quando este suporte não estiver em uso, dererá rebaixar. Para que isto seja possível, o mecanismo que serve para trancar este sistema, apresentado na figura 34 com o número 1, deverá de ser puxado para a frente, de forma a que seja possível que o suporte rebata. Para que este movimento seja possível, faz-se uso de uma corrediça de esféras, corrediça essa que acenta sob a estrutura do andarilho.

O suporte de braços apresenta uma concavidade que acompanha o formato do braço de forma a que a utilização deste dispositivo seja o mais confortável possível. Os suportes apresentam também uma geometria que vai alargando á frente para que, a paciente possua maior conforto.

Na zona mais proxima da estrutura, estes suportes apresentam uns furos, furos esses que, iram ser colocados num veio, veio esse que estará fixo á estrutura. De se notar também que, por debaixo desta estrutura, existem uns ganchos com o formato de J, estruturas estas que servem para prender o suporte pelvico.

Estas estruturas para que haja um gasto menor do material utilizado na sua produção bem como um menor peso, foram projetadas para serem uma casca.

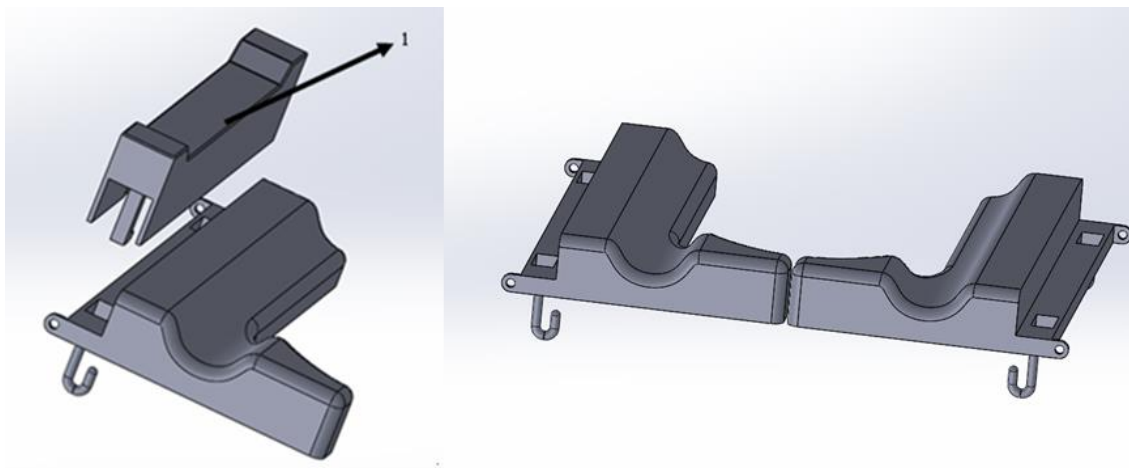


Figura 32: Suporte de Braços

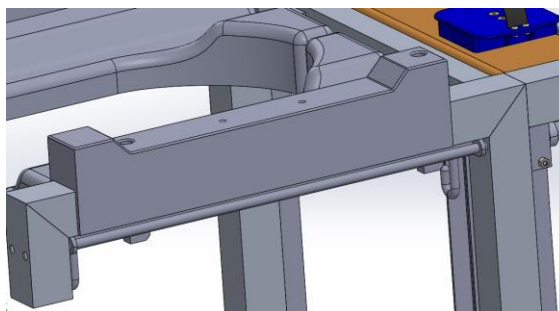


Figura 33: Suporte de braços montado na estrutura

Sistema de fecho para arrumação

Para que o fecho do dispositivo possa ser executado, primeiramente sistemas como o suporte de braços e o suporte frontal deveram estar recuados. Áposteriori, para que a compactação possa ser realizada é necessário que, 2 mecanismos que servem para trancar a estrutura sejam destrancados. Foram colocados 2 mecanismos para trancar a estrutura meramente por questões de segurança. Após todo este processo, e recorrendo a calhas e a roletes é possível que o sistema fique pronto para ser guardado.

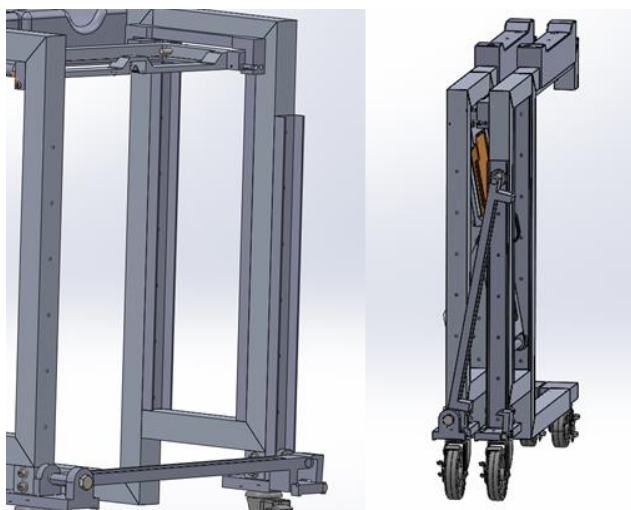


Figura 34: Estrutura aberta e estrutura fechada

Suporte frontal

O suporte frontal apresenta 2 posições, a fechada quando não estiver em utilização para que possa ser mais fácil a compactação do dispositivo e a posição aberta, quando o dispositivo estiver em uso, para que seja mais fácil a paciente manobrar o mesmo. Para que a paciente possa elevar esta zona do andarilho apenas terá de puxar a barra de borracha, apresentado na figura 37, com o numero 1. Por baixo da parte que é elevada existe também um sistema composto por calhas e roletes bem comum um sistema de fixação que, não permitirá que o sistema desça quando estiver em uso. Para que este possa ser fechado possibilitando assim a compactação do dispositivo basta puxar novamente a barra de borracha de forma a que o sistema de fixação deixe o rolete deslocar-se novamente para baixo. O sistema descrito, encontra-se em mais promenor na figura 37.

Nas extremidades deste sistema existem roletes, roletes esses que, iram ser utilizados para deslizarem sobre calhas quando se quiser compactar o dispositivo

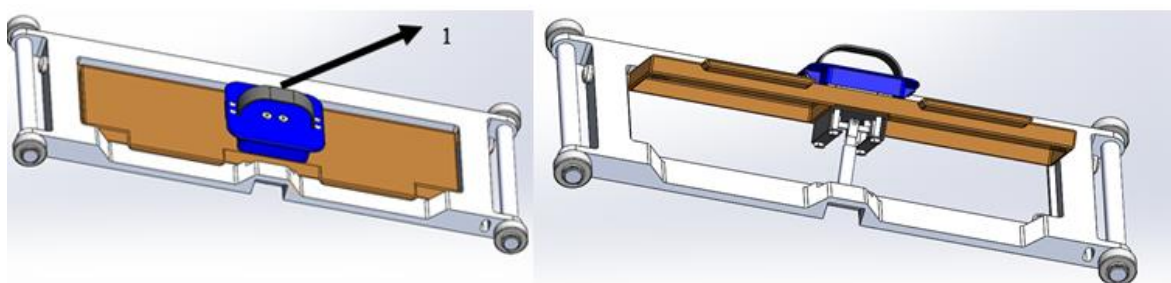


Figura 35: Sistema frontal do dispositivo com 2 posições

Sistema de travagem

Para que o sistema de travagem fosse possível, recorreu-se a rodas existentes no mercado, rodas essas que possuem afinador. Como a paciente em questão não possui grande estabilidade ao tentar caminhar, recorreu-se a estas rodas, já que estas só permitem que o dispositivo se desloque uma determinada distância, por cada empurrão que se provoque no mesmo. Desta forma considera-se assim que o andarilho estará sempre trancado. Este sistema foi colocado tanto nas rodas traseiras quanto nas rodas dianteiras. Desta forma, caso haja um desequilíbrio da paciente ao se locomover, o andarilho não permitirá com que este conjunto se desloque muito. Para este sistema, a roda dianteira possui 180 mm de diâmetro e 22 de largura e a traseira possui 100 mm de diâmetro e 22 de largura.

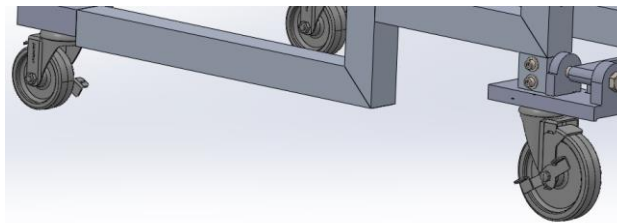


Figura 36: Sistema de travagem

2.14 Análise de modo e efeito da falha -FMEA

A análise do modo e efeito da falha é uma metodologia utilizada para identificação de potenciais falhas num projeto, processo produtivo ou serviço e tem como principal objetivo evitar falhas. A FMEA de produto, geralmente assim designada quando aplicada no desenvolvimento de um produto na fase de projeto, divide-se em três etapas:

1. Estudo das falhas;
2. Avaliação dos riscos;
3. Ações de melhoria.

Na 1ª etapa do estudo das falhas de cada modo de falha podem ser avaliados através de métodos quantitativos ou através de métodos qualitativos. Quer pelo método qualitativo, quer pelo método quantitativo, é necessário uma tabela de índices, desta forma a avaliação dos riscos é feita tendo em conta a gravidade dos possíveis efeitos, a probabilidade da causa ou dos efeitos ocorrerem e o grau de deteção através dos meios de controle utilizados.

Por fim, em função da avaliação do risco de cada tipo de falha devem ser tomadas ações corretivas para solucionar a causa do modo de falha. Ao aplicar a FMEA o método utilizado foi o método qualitativo no qual a tabela de índices é a apresentada na tabela 10:

Tabela 10: Critérios de Avaliação

Termo critico	Critérios de avaliação
Falha menor	Não afeta o rendimento do produto nem coloca o utilizador/ocupante em risco, podem não ser tomadas ações de melhoria.
Falha maior	Este tipo de falha afeta o rendimento do produto mas não afeta a segurança do utilizador/ocupante, devem ser tomadas ações de melhoria.
Falha crítica	Segurança do utilizador/ocupante em risco, tomar ações de melhoria com urgência.

Após a indicação se se trata de uma falha menor, maior ou crítica, passa-se para a alteração da proposta conceptual apresentada anteriormente. De se notar que, as alterações às quais se dará maior relevância são, aos componentes que apresentarem uma falha mais elevada, ou seja uma falha crítica. Já as alterações menos relevantes são aos componentes que apresentarem falha menor.

A tabela onde foi analisado o modo e efeito da falha, encontra-se no Anexo II.

2.15 Proposta conceptual final

Com os problemas apresentados anteriormente no FMEA, alterou-se a proposta apresentada anteriormente, com o objetivo de, fornecer um dispositivo melhor e que funcione de forma mais adequada para a paciente. Esta nova proposta é apresentada na figura 39.



Figura 37: Proposta conceptual final

2.16 Projeto de detalhe final

De acordo com o FMEA apresentado anteriormente, foi criado um novo conceito, e com isto foram alterados e criados novos sistemas de forma a que os problemas indicados anteriormente fossem resolvidos. É de se destacar que, nas alterações feitas ao projeto, deu-se mais importância a resolver os problemas indicados com falha critica. Apesar disto, todos os sistemas sofreram alterações de modo a se conseguir o melhor dispositivo possível.

Estrutura do sistema

Este sistema apresenta a mesma estrutura metálica apresentada anteriormente, só que para a proteção quer da paciente quer do dispositivo, foram colocadas umas proteções, proteções essas que cobriram praticamente todo o sistema.



Figura 38: Estrutura do sistema com proteções em todo o dispositivo

Suporte pélvico

O suporte pélvico foi completamente alterado por causa de todos os possíveis problemas detetados no FMEA. Para que este pudesse ficar mais perto da cintura da paciente, o sistema que permite ligar o andarilho á pélvis desta foi colocado por debaixo do suporte de braços.

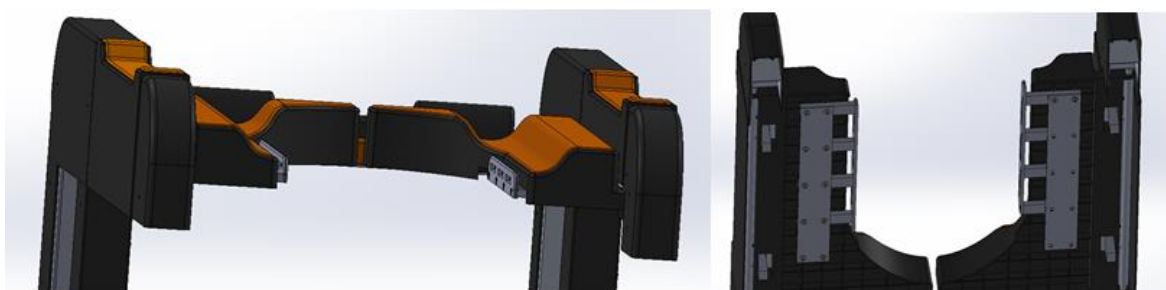


Figura 39: Estruturas que fazem a ligação entre o suporte pélvico e o dispositivo

A estrutura deste sistema, apresenta na sua região frontal 3 orifícios em cada suporte, de forma a que á paciente ao entrar no dispositivo, possa colocar os mosquetões que servirão de elo de ligação entre esta e o dispositivo. Apesar deste suporte ter 3 possíveis locais para colocar o mosquetão, em cada lado do dispositivo apenas deveram ser utilizados 2 orifícios, servindo apenas o outro para caso a paciente necessite de fazer um ajuste.

Para permitir á paciente uma melhor segurança no suporte pélvico, já que o outro suporte poderia ficar laço pois não contornava todo o corpo da paciente, a solução passa por esta utilizar

uns calções previamente colocados, calções esses que na zona superior passará um cabo de aço, cabo esse onde irá ser colocado 4 mosquetões 2 de cada lado, permitindo assim a união entre a paciente e o dispositivo.

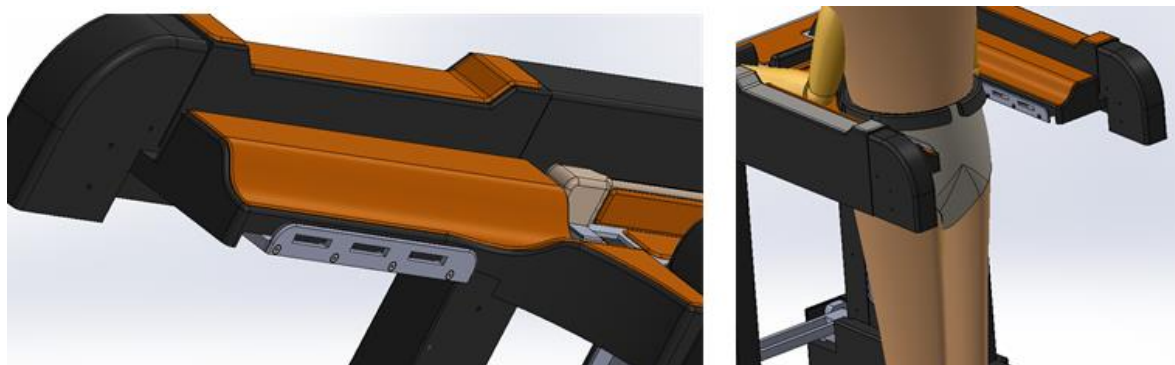


Figura 40: Suporte pélvico

Suporte de braços

Para a resolução dos problemas encontrados anteriormente neste sistema, decidiu-se colocar nervuras na parte inferior do suporte de braços de forma a que, a estrutura possa apresentar maior rigidez. De se notar que como esta estrutura irá ser produzida com recurso a moldes, já foi projetada de acordo a que a sua produção fosse assim possível. De se notar que, as medidas referentes ao diâmetro e comprimento do antebraço da paciente foram tidas em conta no dimensionamento da parte superior do suporte de braços, de forma a que este se ajuste á morfologia da mesma.

No que diz respeito ao problema referente ao facto de estes suportes não terem controlo de ângulo quando colocados na posição fechada, quando foi colocado o revestimento para proteção da estrutura, colocou-se este revestimento com tamanho para que fosse possível proteger também esta parte e desta forma impossibilitou uma maior rotação do suporte de braços, funcionando assim este revestimento como batente.



Figura 41: Alterações realizadas no suporte de braços

Sistema de travagem

Para o sistema de travagem teve que se desenvolver um sistema completamente novo, visto que o sistema anteriormente descrito se mostrou completamente insuficiente. Para o sistema de travagem, adicionou-se uma espécie de alavanca no suporte frontal de fácil acesso de forma a que caso a paciente se sinta insegura consiga rapidamente travar o dispositivo. Esta travagem será feita tanto nas rodas da frente como nas rodas de trás por um processo bastante semelhante.

Após o acionamento a alavanca indicado com o numero um na figura 44, tanto do lado direito quando do lado esquerdo do mesmo, existe um sistema que é forçado também a descer. Com este movimento, cabos de aço serão tensionados e como estes cabos terminam nas rodas, iram puxar os calços que estas possuem, o que, irá imobilizar as rodas e, com isso imobilizar o dispositivo.

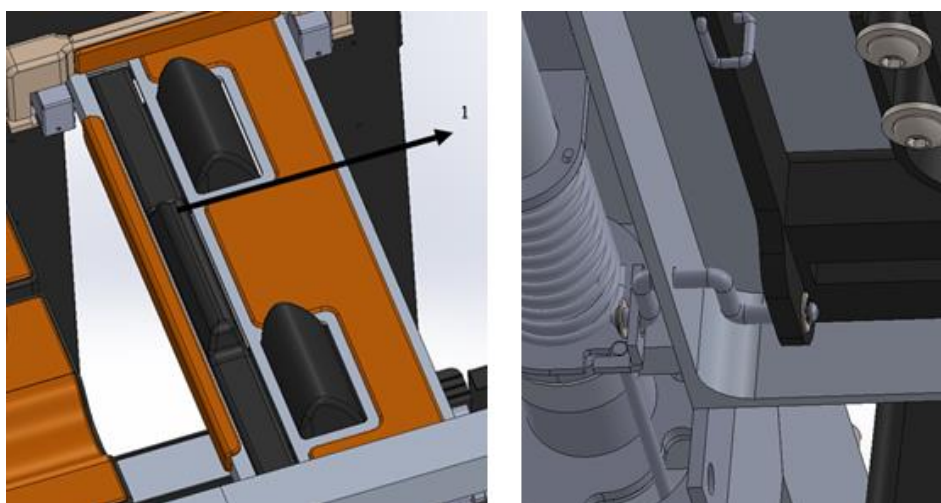


Figura 42: Sistema localizado no suporte frontal para acionar a travagem

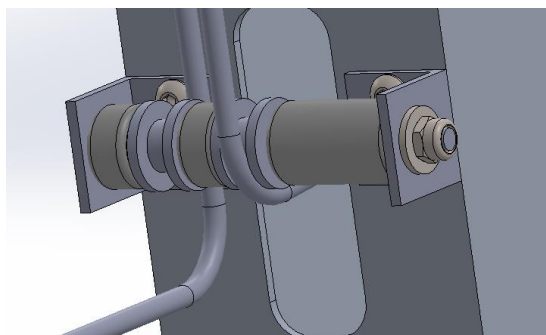


Figura 43: Roldanas existentes na estrutura

Os cabos responsáveis pela travagem do dispositivo têm de ter comprimento suficiente para precorrerem todo o dispositivo. Para que estes estejam sempre esticados e tensionados, foram adicionados roldanas, fixas á estrutura de suporte do andarilho. Assim estas roldanas permitiram que estes cabos se mantenham sempre na posição correta.

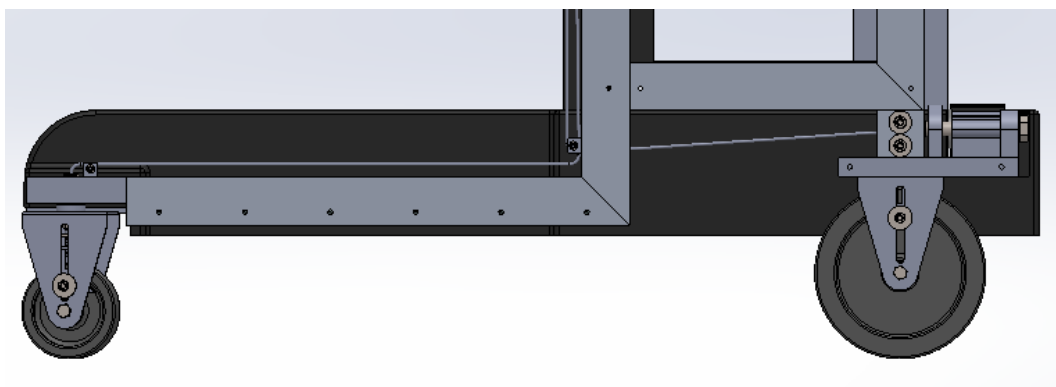


Figura 44: Passagem dos cabos na estrutura

O sistema existente nas rodas é bastante semelhante quer nas rodas frontais quer nas rodas traseiras. Assim com o acionamento da alavanca de travagem, os cabos iram ser puxados e com isto, os calços das rodas iram subir o que fará com que as rodas fiquem imobilizadas, travando assim o dispositivo. Para destravar o dispositivo, basta colocar a alavanca na posição inicial e com isto os cabos deixarão de estar tensionados e com isto, a mola que existe no sistema das rodas irá fazer com que os calços desçam e assim o dispositivo deixa de estar travado.

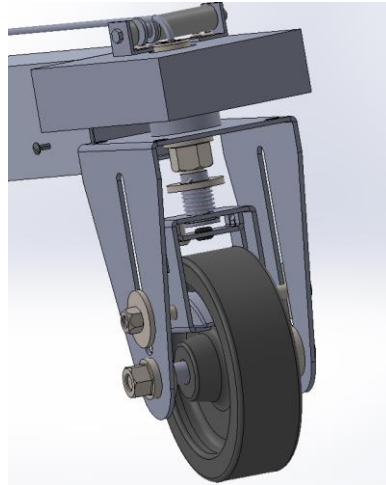


Figura 45: Atuação do sistema de travagem nas rodas

Sistema de fecho para arrumação

Apesar de neste sistema não ter sido apresentado nenhum problema descrito no FMEA anterior, com a alteração do sistema de travagem e com a passagem de cabos no sistema, este teve que sofrer alterações de forma a que o suporte frontal pudesse descer para que o sistema pudesse ser arrumado. Assim, desta forma, quando for acionado o trancador colocado no suporte frontal, este trancador irá também mover uma peça (indicado na figura 48 com o numero 1), peça essa que irá empurrar o cabo de aço de forma a que este não impossibilite o fecho do dispositivo

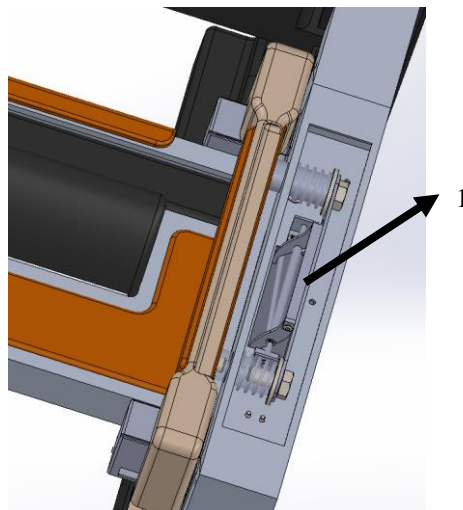


Figura 46: Alterações realizadas no suporte frontal para permitir a compactação

Já a estrutura inferior do sistema de compactação irá ser destrancado com a colocação do pé do lado de fora do sistema na peça indicada com o número 1 na figura 49.

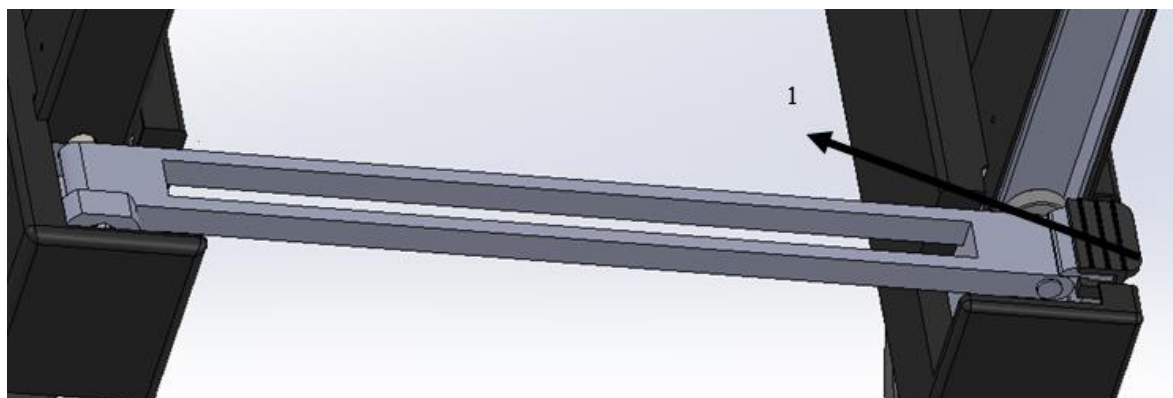


Figura 47: Sistema de compactação inferior

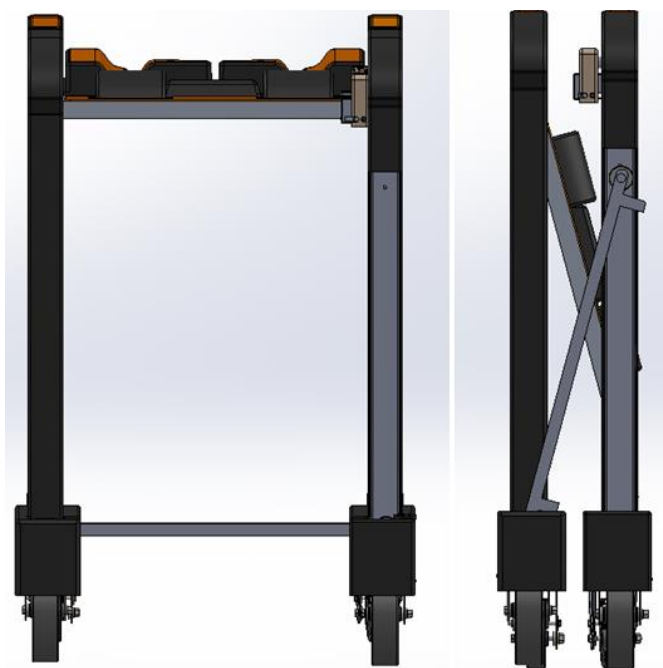


Figura 48: Dispositivo fechado e aberto

Suporte frontal

De forma a solucionar o problema referente ao suporte frontal poder ser muito pesado para a paciente levantar, criou-se um suporte frontal fixo. Para que esta possa dirigir o dispositivo, foram colocadas 2 elevações no suporte, indicados com o número 1 na figura 51, suportes esses que apresenta um angulo apropriado para a colocação da mão.

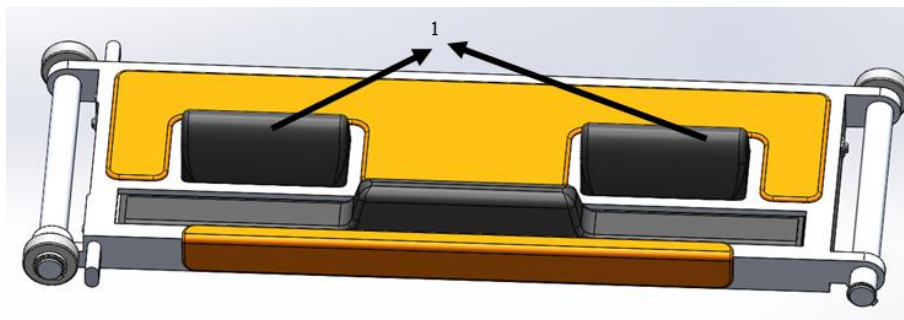


Figura 49: Alterações no suporte frontal

2.17 Análise de possíveis soluções construtivas do produto

2.17.1 Materiais

Alguns são os materiais que podem ser usados para o fabrico deste tipo de dispositivo.

Para a fabricação da zona estrutural deste produto, pode-se recorrer a diferentes tipos de materiais como por exemplo os aços inoxidáveis, alumínio e até mesmo as ligas com fibra de carbono. Assim, para a construção da estrutura de base do andarilho, selecionou-se o alumínio 6061 que é um material que apresenta uma alta resistência mecânica, alta resistência à corrosão bem como uma boa soldabilidade [37, 38].

Os revestimentos de toda a estrutura plástica, bem como o suporte de braços serão fabricados em ABS PC que é um polímero amorfo, que apresenta grande resistência ao impacto e rigidez, apresentando também um aspeto visual bastante agradável [39]. De se notar que, na zona em que a paciente coloca os braços, para aumentar o seu conforto, devem ser revestidos com silicone.

Já o suporte pélvico será em neoprene e as costuras deverão ser feitas recorrendo a linha de nylon. O Neoprene é conhecido por ser um elastómero sintético que apresenta resistência, flexibilidade e elasticidade.

2.17.2 Processos de fabrico

Para a ligação da estrutura metálica, o processo utilizado será a soldadura TIG (tungsten inert gas). Este é o tipo de soldadura mais adequado, mais barato e mais fácil para soldar alumínio e para tal deve-se usar um elétrodo de tungstênio. Este elétrodo sob o fornecimento de

calor irá fundir com o material da estrutura do alumínio [41, 42, 43, 44]. Para além disto, as estruturas metálicas deverão ser maquinadas.

As peças existentes de ABS PC serão fabricadas através de termoformação, método este que confere peças de elevada qualidade, bom acabamento superficial e que apresenta custos reduzidos [41, 42]. De se notar que, estas peças já foram concebidas tendo em vista a serem possíveis de serem produzidas em molde e portanto apresentam espessura e angulo de desamoldação adequado ao processo anteriormente indicado.

Já o suporte pélvico, no local onde existe o cabo de aço, terá de ser cozido com uma linha resistente como a linhas de nylon.

2.18 Dimensionamento do produto

Os valores referentes às dimensões finais do produto são os apresentados na tabela 11.

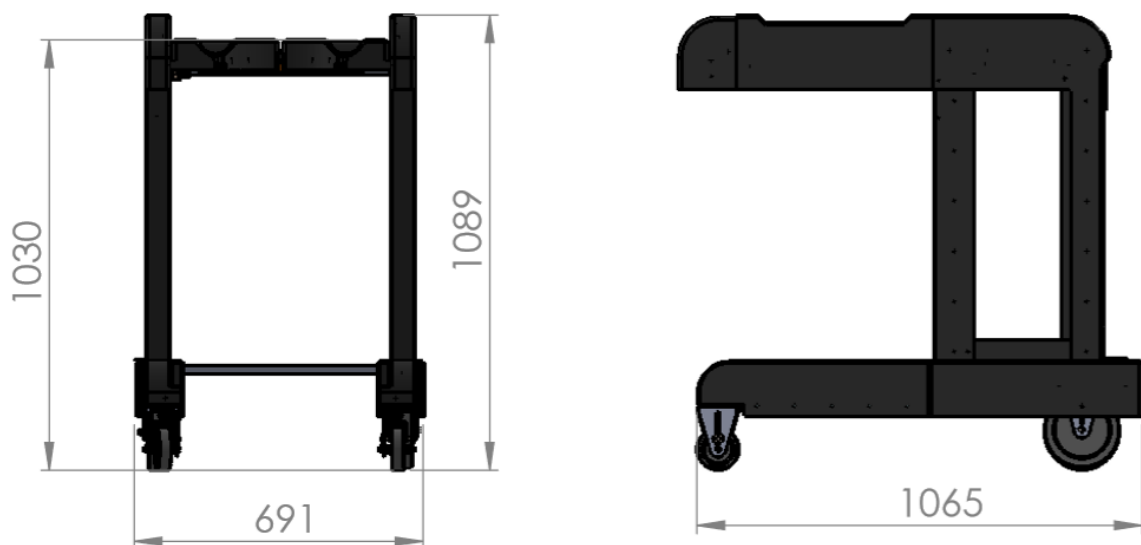


Figura 50: Dimensões gerais do dispositivo aberto



Figura 51: Alteração da dimensão largura quando o dispositivo é compactado

Tabela 11: Dimensões gerais do dispositivo

	Especificações	Dimensões (mm)
Dispositivo aberto	Altura	1089
	Largura	691
	Comprimento	165
Dispositivo aberto	Altura	1089
	Largura	253
	Comprimento	165

De se notar que o peso final do dispositivo foi de 25 kg.

2.19 Estudo da estabilidade

Entende-se por estabilidade a capacidade de uma postura se manter inalterada quando é perturbada por uma força externa desestabilizadora. Assim quanto maior é esta força maior é estabilidade.

A estabilidade da postura humana depende fundamentalmente de três variáveis: massa total do indivíduo, altura do centro de massa e o tamanho da base de apoio [35, 36].

Para que a paciente se mantenha estável no dispositivo, o somatório dos momentos relativos ao centro de massa do dispositivo e ao centro de massa do corpo da paciente tem de ser zero.

De se notar que, as coordenadas do centro de massa do corpo da paciente vão variar de acordo com a posição que esta optar, pois com a alteração da postura, o centro de massa de cada segmento do corpo irá alterar. Assim sendo é necessário limitar os movimentos que a paciente pode fazer no andarilho para que o sistema seja estável.

As coordenadas relativas ao centro de massa em cada posição são dadas por:

$$x_0 = \frac{\sum_{i=1}^n m_i \cdot x_i}{\sum_{i=1}^n m_i} \quad (1)$$

$$y_0 = \frac{\sum_{i=1}^n m_i \cdot y_i}{\sum_{i=1}^n m_i} \quad (2)$$

$$z_0 = \frac{\sum_{i=1}^n m_i \cdot z_i}{\sum_{i=1}^n m_i} \quad (3)$$

De se notar que m_i é a massa que cada segmento possui, x_i , y_i e z_i são as coordenadas do centro de massa de cada segmento do corpo humano e x_0 , y_0 e z_0 são as coordenadas do centro de massa do corpo.

Para facilitar esta análise, iremos segmentar o corpo da paciente em 2 partes, a parte a baixo da anca e a parte a cima da anca.

Os dados relativos aos valores médios da massa e do centro de massa expressos em percentagem do comprimento segmentar e da massa total do corpo estão indicados na tabela 12.

Tabela 12: Dados referentes ao centro de massa de diferentes subdivisões do corpo [1]

Segmento	Massa do segmento em percentagem da massa do individuo	Distancia proximal do centro de massa em percentagem do comprimento do segmento
Cabeça, braço e tronco	67.8	62.6
Coxa, perna e pé	16.1	44.7

Assim sendo, os valores relativos à massa quer da parte superior do corpo, quer da parte inferior do corpo, bem como a distância proximal do centro de massa são:

$$m_{\text{parte superior do corpo}} = 67.8\% \times 60 = 40.68 \text{ kg}$$

$$\text{distancia ao centro de massa da parte superior do corpo} = 62.6\% \times 730 = 457 \text{ mm}$$

$$m_{\text{parte inferior do corpo}} = 16.1\% \times 60 = 9.66 \text{ kg}$$

$$\text{distancia ao centro de massa da parte inferior do corpo} = 44.7\% \times 830 = 371$$

Os valores de centro de massa do dispositivo estão apresentados na tabela 13.

Tabela 13: Dados referente ao centro de massa do dispositivo

	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)
Andarilho	325	750	460

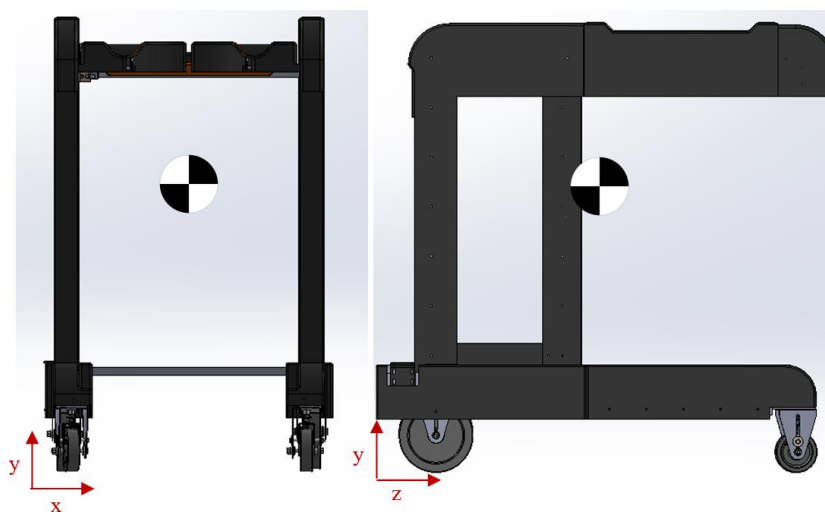


Figura 52: Representação do centro de massa no plano xy e no plano yz

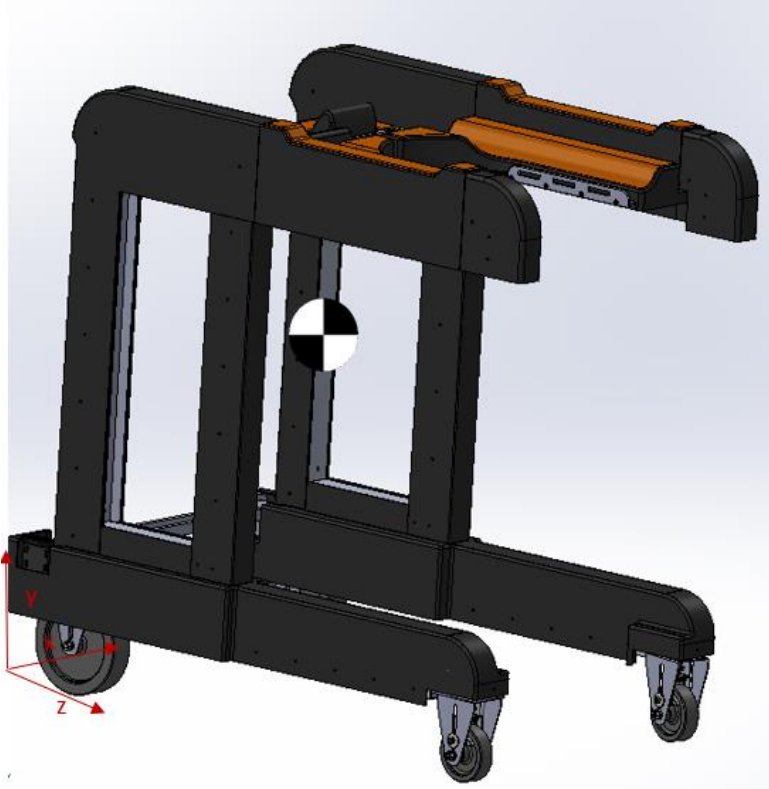


Figura 53: Representação do centro de massa do dispositivo Tridimensionalmente

2.19.1 Angulo que a paciente pode se mover no dispositivo

Com este estudo, pretende-se saber quanto é que a paciente pode inclinar com o tronco sem que o dispositivo vire. Para se conhecer este limite, temos que:

$$\sum M = 0 \quad (4)$$

$$m_{paciente} \times x_{paciente} = m_{andarilho} \times x_{andarilho} \quad (5)$$

$$m_{paciente} \times y_{paciente} = m_{andarilho} \times y_{andarilho} \quad (6)$$

De se notar que a massa do andarilho que se teve em conta foi de 25 kg e a massa da paciente foi de 60 kg.

Com isto, obtemos os valores máximos que o centro de massa da paciente pode obter. Assim sendo:

$$x_{paciente} = 135.4 \text{ mm}$$

$$y_{paciente} = 312.5 \text{ mm}$$

Pela análise destes valores, é possível verificar que, o valor crítico é o valor de x. assim sendo o valor máximo que o centro de massa da paciente pode tomar é de 135.4 mm. Considerando que a parte inferior do corpo se mantém em posição ereta e no centro do andarilho, pela equação 1 temos que:

$$135.4 = \frac{9.66 \times 325 + 40.68 \times x_{parte \text{ de cima do corpo}}}{9.66 + 40.68}$$

$$x_{parte \text{ de cima do corpo}} = 90.38$$

Assim sendo é necessário descobrir o ângulo que a paciente pode fazer de forma a que o seu centro de massa do tronco chegue a este x máximo. Com este valor, temos que, a distância entre a zona proximal da parte superior do copo e o centro de massa na direção x é de 234.6 mm

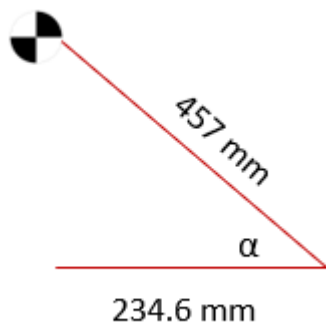


Figura 54: Representação do centro de massa máximo no plano xz

Assim sendo:

$$\alpha \approx 59^\circ$$

Com esta análise conclui-se que a paciente, no plano xy para que tudo se mantenha em equilíbrio só pode-se mover cerca de 30° para um lado e para o outro para além do seu eixo.

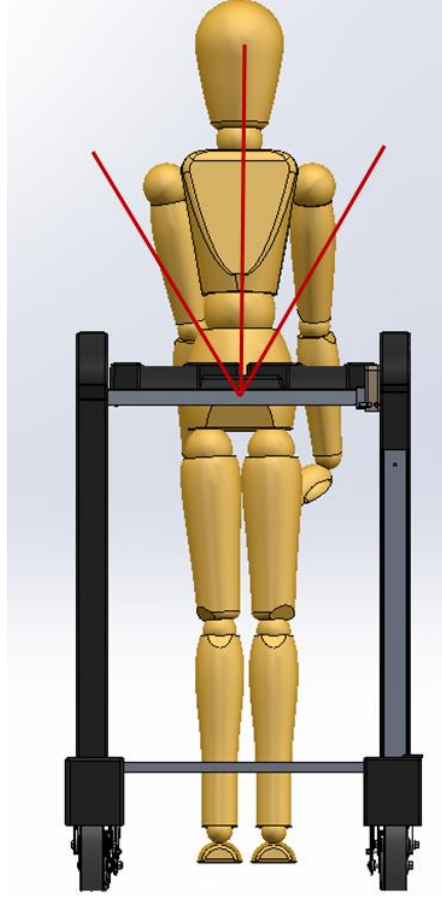


Figura 55: Representação da máxima inclinação no plano xy

Já, no que diz respeito ao plano yz temos ainda que:

$$m_{paciente} \times z_{paciente} = m_{andarilho} \times z_{andarilho} \quad (7)$$

Considerando os dados anteriormente descritos temos que:

$$z_{paciente} = 191.7 \text{ mm}$$

À semelhança do procedimento descrito anteriormente, neste caso iremos considerar que a parte inferior do corpo se mantém na mesma posição, variando assim apenas o centro de massa da parte superior do corpo.

Assim sendo e considerando a equação 3 temos que:

$$191.7 = \frac{9.66 \times 460 + 40.68 \times z_{parte \text{ de cima do corpo}}}{9.66 + 40.68}$$

$$z_{parte \text{ de cima do corpo}} = 128 \text{ mm}$$

Assim sendo é necessário descobrir o ângulo que a paciente pode fazer de forma a que o seu centro de massa do tronco chegue a este z máximo. Com este valor, temos que, a distância entre a zona proximal da parte superior do copo e o centro de massa na direção z é de 332 mm.

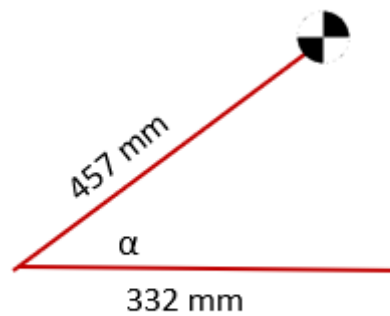


Figura 56: Representação do centro de massa máximo no plano yz .

Assim sendo

$$\alpha \approx 43.4^\circ$$

Com esta análise conclui-se que a paciente, no plano yz para que tudo se mantenha em equilíbrio só pode-se mover cerca de 45° para a frente.

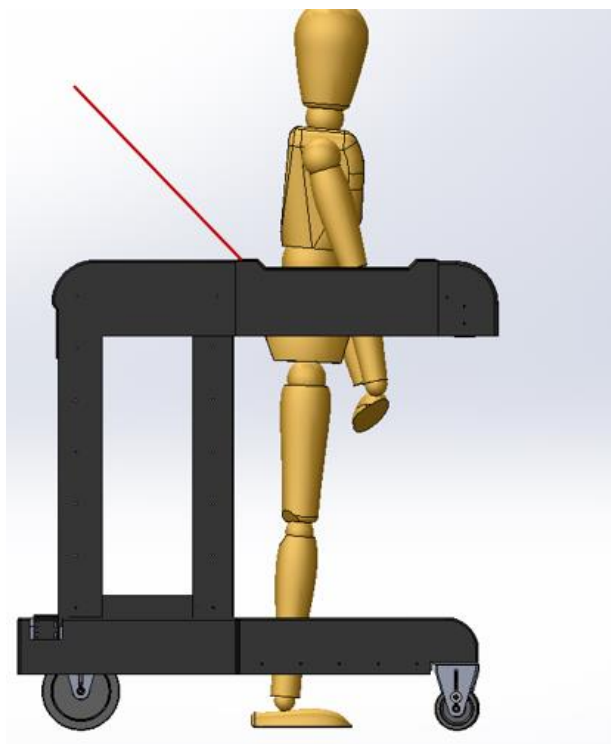


Figura 57: Representação da máxima inclinação no plano yz

2.20 Análise elementos estruturais

A simulação numérica é uma ferramenta imprescindível no desenvolvimento de novos produtos já que permite verificar a resistência destes sem a necessidade de desenvolver um protótipo. Para verificar a resistência dos elementos estruturais foram realizadas simulações numéricas no Solidworks 2018.

Para a aplicação da força teve-se em conta o peso da paciente. Apesar de esta pesar 53 kg, para a simulação considerou-se 60kg. A força aplicada na estrutura foi:

$$F_m = P \times \gamma$$

De se notar que γ é o coeficiente de segurança que para este caso foi de 1,5, o que resultou numa força de aproximadamente 900 N. Para obtermos os dados da situação mais crítica possível, apenas colocamos esta força num dos lados da estrutura, como apresentado na figura 60. Já os pontos de suporte foram nas rodas, considerando-se fixa nas rodas da frente e móvel nas de trás. A malha aplicada foi a malha mais refinada possível em que a dimensão por elemento é de 1,73 mm. O material utilizado para a simulação foi o alumínio 6061 ($E=7 \times 10^{10} \text{ N.m}^2$ e $\nu = 0.33$).

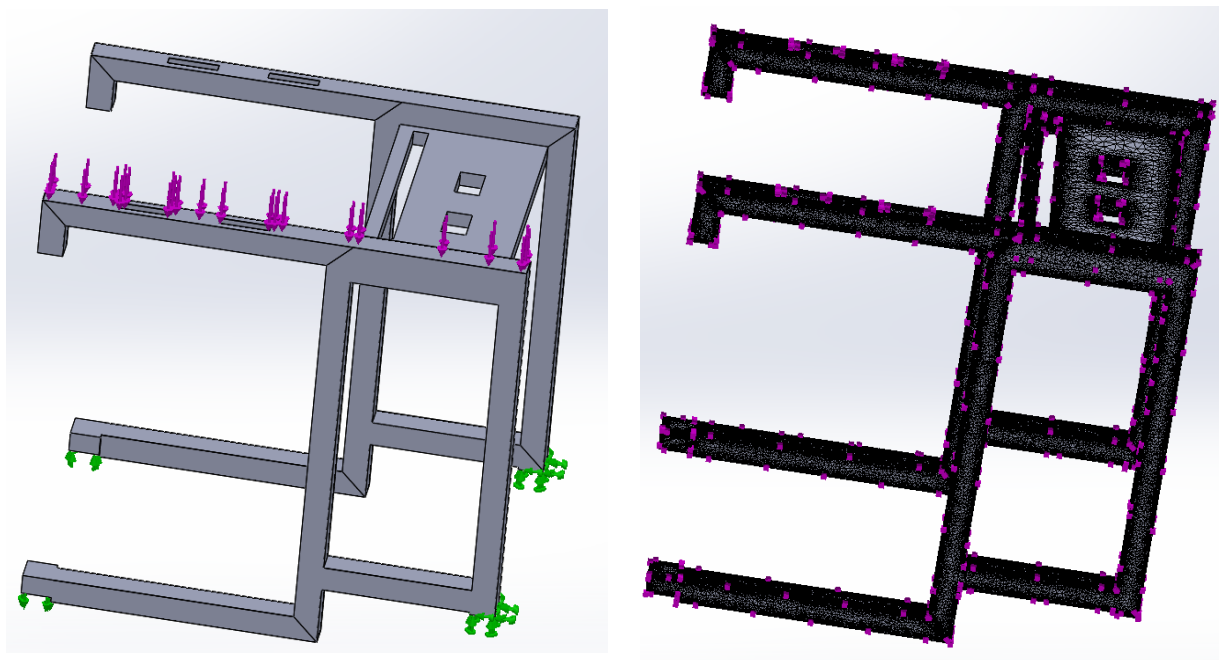


Figura 58: Representação das condições de fronteira e da malha aplicada na simulação

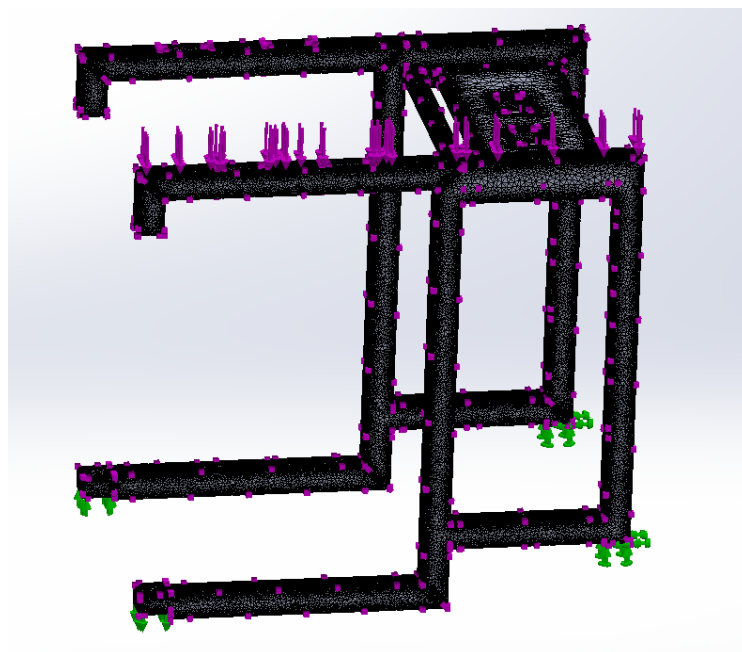


Figura 59: Representação da simulação

Após a simulação obteve-se os resultados relativamente às tensões e aos deslocamentos.

Pela análise do resultado das simulações é de se notar que, as tensões máximas ocorrem na zona de ligação das estruturas metálicas. Apresentam ainda tensões mais elevada na zona que circunda os furos. Contudo as tensões apresentam um valor inferior ao valor da tensão limite de plasticidade do material.

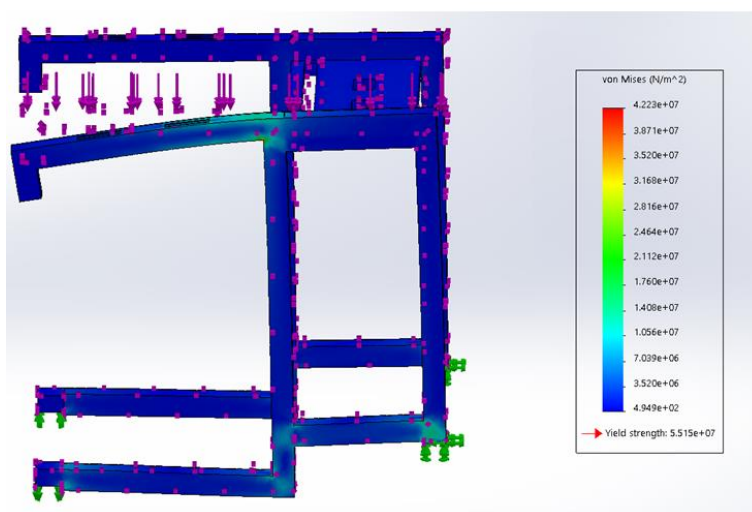


Figura 60: Resultados obtidos referente á simulação de tensões

Já, no que diz respeito aos deslocamentos, o valor máximo é encontrado na zona mais distante do suporte frontal apresentando valores de aproximadamente 4,6 mm.

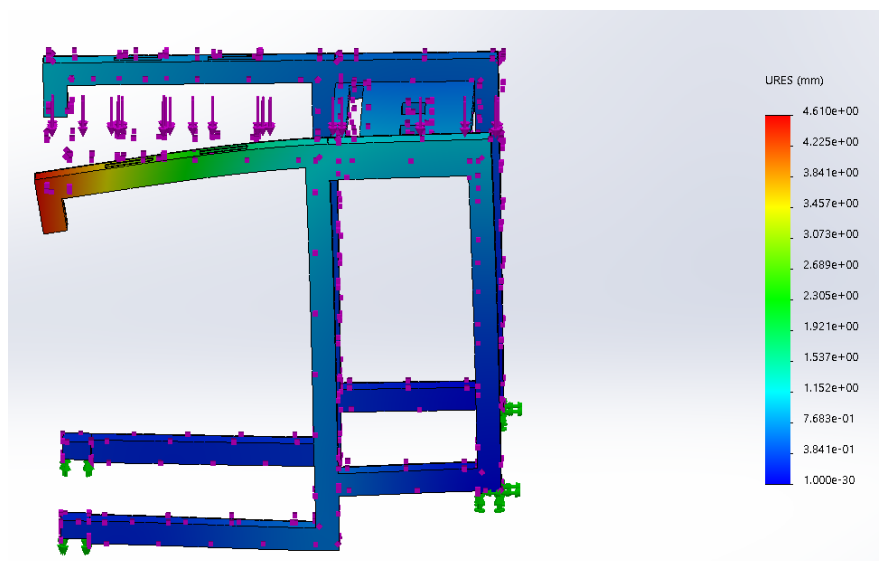


Figura 61: Resultados obtidos referente à simulação dos deslocamentos

De se notar que os resultados obtidos foram para um caso extremo em que apenas a paciente está apoiada no lado direito do dispositivo.

Analisando os valores das tensões, é possível verificar que, existe ainda alguma diferença entre a tensão máxima no dispositivo e o valor da tensão de plasticidade. Deste modo e, por forma a possibilitar uma diminuição do peso do dispositivo, reduziu-se a espessura da estrutura do andarilho. Assim, testou-se para esta estrutura o perfil 50x50x1.

Pela análise da figura 62, verificou-se que, a tensão máxima aumentou, não ultrapassando o valor da tensão limite de elasticidade, o que torna a utilização deste perfil mais eficiente, provocando assim uma redução do material utilizado.

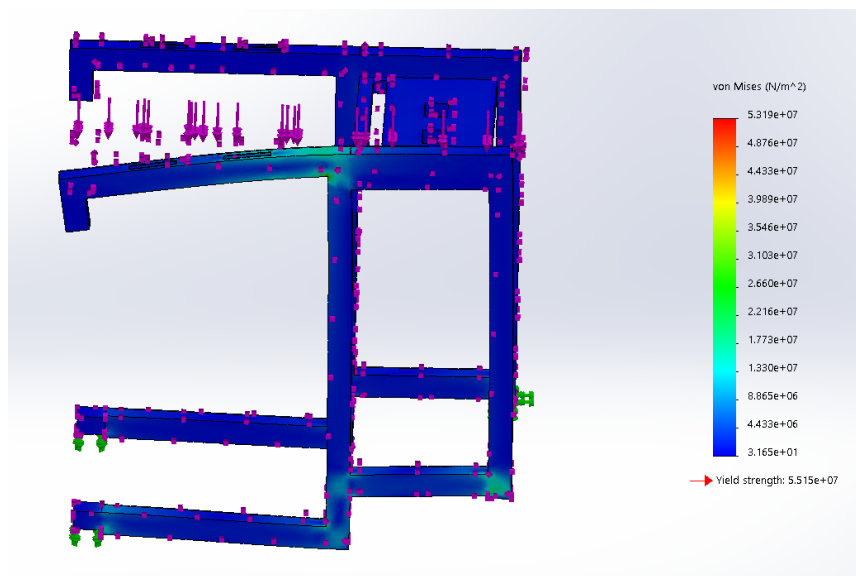


Figura 62: Resultados obtidos na simulação das tensões com a alteração da espessura da estrutura

Para além disto, o valor do deslocamento máximo também diminuiu para cerca de 3.2 mm

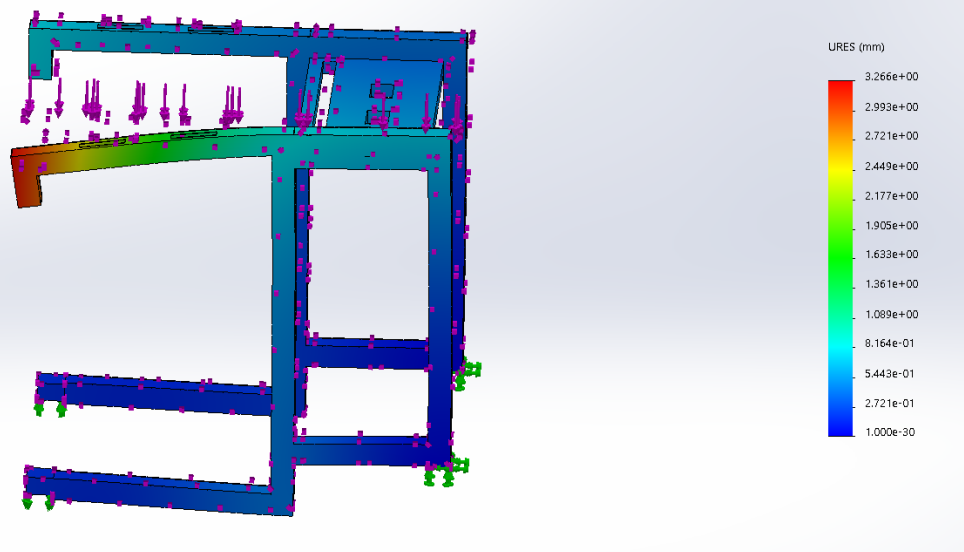


Figura 63: Resultados obtidos na simulação dos deslocamentos a alteração da espessura da estrutura

Com esta alteração na estrutura, consegue-se uma diminuição de cerca de 5 kg no peso total da estrutura.

2.21 Segurança/utilização

Pelo facto vida paciente em questão ter uma vida bastante ativa, quer a nível laboral, quer a nível pessoal, é de extrema relevância que, o produto que se encontra em desenvolvimento seja dobrável e compacto por forma a poder ser facilmente transportável e que possa ser transportado no porta-bagagens de um automóvel.

Para que o produto possa ser usado de forma segura, cita-se abaixo algumas regras de segurança que tem de ser tidas em conta, tais como:

- Sempre que o disposto esteja aberto, antes da paciente ser colocada no dispositivo, deve-se verificar que o sistema de compactação está em bom funcionamento. Para tal, e para que o dispositivo não comesse a fechar durante a sua utilização, deve-se verificar que tanto o sistema de compactação existente no suporte frontal quando o existente na estrutura, devem estar na posição de fecho
- O dispositivo, por se tratar de um produto que será para uma paciente com dificuldades na mobilidade, e para evitar quedas ou possíveis desequilíbrios, deverá travar sempre que acionado a alavanca de travagem. O bom funcionamento deste sistema deve ser testado sempre antes do uso do dispositivo pela paciente. Para tal, deve-se acionar a alavanca de travagem e verificar se, aplicando uma força na horizontal no andarilho, este se move.
- Verificar sempre se a paciente se encontra com o suporte pélvico sempre bem colocado e bem ajustado ao seu formato de corpo. Para tal deve-se verificar se, os mosquetões estão completamente fechados e colocados de forma correta no suporte destinado a este fim.
- Não pendurar sacos ou malas no dispositivo
- O dispositivo, pelo facto de a paciente não possui muita coordenação e força ao executar os movimentos, o dispositivo apenas deve ser usado em superfícies planas, não podendo ser também utilizado para subir escadas

3.Conclusões e trabalhos futuros

Esta dissertação foi de extrema importância pois permitiu desenvolver e consolidar competências no que diz respeito ao desenvolvimento de um novo produto como a preceção e estudo das necessidades da cliente, estudo de mercado, projeção e simulação numérica recorrendo ao software SOLIDWORKS, a procura de soluções, o desenvolvimento de sistemas funcionais, bem como o estudo de métodos de produção e de materiais.

Para além disto, e do ponto de vista do utilizador, permitirá melhorar a qualidade de vida da paciente em causa. Com este trabalho, conseguiu-se também que ocorra uma evolução num tipo de dispositivo que, á bastante tempo se encontra estagnado

Para atingir os objetivos inicialmente propostos usou-se a metodologia de Ulrich e Eppinger e como tal, após recolhidas as necessidades para o dispositivo e a partir destas selecionou-se o tipo de dispositivo mais adequado a desenvolver, com vista a melhor a qualidade de vida da paciente. Assim, traduziu-se as necessidades em especificações, realizou-se a matriz da qualidade, matriz esta que permitiu o estabelecimento das prioridades dos requisitos do cliente e das especificações do produto, assim como a matriz do produto que permitiu estabelecer a priorização do desenvolvimento das partes do produto. Apesar de realizadas estas matrizes que definiam priorizações, todos os requisitos e especificações indicadas são importantes e foram contemplados no desenvolvimento do produto.

Após a realização da matriz do produto, iniciou-se uma fase importantíssima no desenvolvimento que é a geração de conceitos. Para tal recorreu-se a ferramentas extremamente uteis como o *mind map*, análise morfológica, e só depois passou-se á geração de desenhos de conceitos. Após todo este processo, obteve-se um conceito final, conceito este que, foi sofrendo alterações á medida que ia sendo concebido o modelo 3D, alterações essas que são extremamente usuais no decorrer do processo de desenvolvimento de um produto. De se notar que este processo foi de veras demoroso e bastante desafiante, pois todas as partes deste produto tiveram de ser desenvolvidas com vista a poderem ser montadas de forma correta, de serem funcionais, envolvendo também conceitos de ergonomia e antropometria.

Após a modelação 3D, realizou-se o FMEA, etapa esta que tem em vista a deteção de problemas existentes no produto. De se notar que o FMEA é um processo cíclico que tem de ser constantemente realizado por aqueles que estão a desenvolver produto, com vista a melhorá-lo. Após a realização do FMEA alterou-se o modelo 3D com vista a resolver todos os problemas apresentados, sendo que o problema mais desafiador de solucionar foi a travagem, visto que se teve de desenvolver um sistema todo de raiz, sistema esse que tinha de ser facilmente acionado

pela paciente em caso de insegurança da mesma. No desenvolvimento deste mesmo sistema, já que era um sistema que atravessava todo o dispositivo, teve de se fazer algumas alterações como alterações no sistema de compactação e na estrutura do dispositivo, já que para a passagem dos cabos, foi necessário desenvolver sistemas de roldanas de modo a que estes cabos estivessem sempre bem tensionados, roldanas essas que foram suportadas pela estrutura de base do andarilho.

Após todo este processo, realizou-se ainda a análise de estabilidade e análise estrutural, análises estas que viabilizaram a utilização e o desenvolvimento do dispositivo. De se notar que, pela análise de estabilidade, a paciente deve fazer pouca inclinação na parte superior do corpo, de modo a que tudo se mantenha estável. Isto é um problema que poderia ser solucionado facilmente aumentando a distância entre a posição da paciente e as rodas, só que este aumento iria provocar graves problemas como a não passagem por portas, bem como a transgressão das normas. Para além disto, alterar esta dimensão afetaria drasticamente o sistema de compactação do andarilho, o que nesta fase do desenvolvimento do produto foi inviabilizado.

Para o fecho e a abertura do dispositivo, visto que a paciente demonstrou bastantes dificuldades a se locomover, será necessária a ajuda de terceiros. De qualquer forma, com a utilização deste dispositivo a paciente poderá utilizar com mais frequência os músculos das pernas, impedindo assim a progressão da atrofia dos mesmos.

Para a realização da estrutura deste dispositivo recorreu-se a um perfil quadrado 50x50x1,5 de Alumínio 6061, material esse que é extremamente utilizado para veículos, dando assim mais credibilidade e segurança para a utilização do produto. Já as restantes partes de proteção da estrutura, suporte de braços e apoio de mãos, poderão ser desenvolvidos em ABS PC por termoformação. Existem também outros componentes como anilhas, rolamentos, anéis elásticos entre outros que foram utilizadas medidas standard, podendo estes componentes serem adquiridos nos fornecedores. Após a análise estrutural, e, de modo a que houvesse uma redução do peso do andarilho, verificou-se que, ainda existia a possibilidade de reduzir a espessura da estrutura em alumínio. Assim, e recorrendo também a catálogos, o perfil quadrado foi alterado para 50x50x1 mm para o mesmo Alumínio.

Um dos objetivos de base desta dissertação seria a construção física do dispositivo, objetivo esse que não foi possível de atingir, visto a demora e a complexidade do desenvolvimentos dos sistemas. De se notar que, apesar de todos os sistemas serem, do ponto de vista teórico, funcionais, com o desenvolvimento de um protótipo do mesmo possivelmente terão de ser feitos ajustes e afinações.

No que diz respeito ao desenvolvimento de trabalhos futuros, seria de extremo interesse a transformação deste dispositivo num dispositivo que pudesse abranger mais pessoas com

diferentes alturas, podendo assim esta solução tornar-se standard e possivelmente poder acompanhar o desenvolvimento de uma pessoa com dificuldades motoras. Assim, caso este trabalho se visse a realizar, seria muito mais viável colocar este produto no mercado, podendo assim auxiliar mais pessoas, bem como a preços bastante mais simpáticos comparativamente a só se fabricar uma unidade.

Referências

- [1] A. Completo, F. Fonseca, "Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica", Publindústria, 2011.
- [2] D. Pareyson, P. Saveri, C. Pisciotta "New developments in Charcot-Marie-Tooth neuropathy and related diseases", Wolters Kluwer Health, 2017.
- [3] M. Kazamel and C. J. Boes, "Charcot Marie Tooth disease (CMT):historical perspectives and evolution" *J. Neurol.*, vol 262, no.4, pp 801-805, 2015.
- [4] M. M. Reilly, S. Ead, M. Murphy, M. Lau, "Charcot-Marie-Tooth disease," *J. Peripher. Nerv. Syst.*, vol. 16, pp. 1-14, 2011.
- [5] M. A. Saporta, "Charcot-marie-tooth disease and other inherited neuropathies," *Contin. Lifelong Learn. Neurol.*, vol. 20, no. 5, pp. 1208-1225, 2014.
- [6] C. Ribiere, M. Bernardin, S. Sacconi, E. Delmont, M. Fournier-Mehouas, H. Rauscent, M. Benchortane, P. Staccini, M. Lantéri-Minet and C. Desnuelle "Annals of Physical and Rehabilitation Medicine" Issue 3, vol. 55, pag 160-173, 2012.
- [7] S. Yum, K. Kleopa, S. Shumas and S. Scherer "Neurobiology of Disease", Issue 1, vol.11, pag. 43-52, 2002.
- [8] J. R. Lupski *et al.*, "DNA duplication associated with Charcot-Marie-Tooth disease type 1A," *Cell*, vol. 66, no. 2, pp. 219-232, 1991.
- [9] P. Raeymaekers *et al.*, "Duplication in chromosome 17p11.2 in Charcot-Marie-Tooth neuropathy type 1a (CMT 1a)," *Neuromuscul. Disord.*, vol. 1, no. 2, pp. 93–97, 1991.
- [10] T. Lencioni, G. Piscosquito, M. Rabuffetti, E. Sipio, M. Diverio, I. Moroni, L. Padua, E. Pagliano, A. Schenone, D. Pareyson, M. Ferrarin, " Electromyographic and biomechanical analysis of step negotiation in Charcot Marie Tooth subjects whose level walk is not impaired", *Gait & Posture*, vol 62, pp. 497-504, 2018
- [11] R. Pereira, L. Felício, M. Freitas, C. Côrrea, S. Teixeira, V. Bastos, V. Marques, W. Costa, J. Souza, A. Ferreira, M. Leite, M. Orsini, "Limitações do uso de órteses tornozelo-pé na doença de Charcot-Marie-Tooth: estudo de caso," *Revista Brasileira de Neurologia*, vol 50, no. 3, pp.60-65, 2014
- [12] Pereira et al., "Uso de Órteses na Doença de Charcot-Marie-Tooth", *Fisioter Pesq*, vol 19, no.

4, 388-393, 2012

- [13] J. Fu, Y. Yuan, "A novel homozygous nonsense mutation in NEFL causes autosomal recessive Charcot–Marie–Tooth disease", *Neuromuscular Disorders*, vol 28, pp. 44-47, 2018
- [14] J. Bas, E. Delmont, F. Fatehi, E. Salort-Campana, A. Vershueren, J. Pouget, M. Lefebvre, A. Grapperon, S. Attarian, "Motor unit number index correlates with disability in Charcot-Marie-Tooth disease," *Clinical Neurophysiology*, Vol 129, pp. 1390-1396, 2018.
- [15] I. Costa, P. Nunes, E. Neves, L. Barreto, C. Garcez, C. Souza, P. Oliveira, L. Ferreira, V. Lima, A. Araújo, "Evaluation of muscle strength, balance and functionality of individuals with type 2 Charcot-Marie-Tooth Disease," *Gait & Posture*, Vol 62, pp 463-467, 2018.
- [16] B. Wang, X. Li, J. Wang, L. Lui, Y. Xie, S. Huang, P. Singh, Q. Jin, C. Zhu, B. Tang, Q. Niu, R. Zhang, "A Novel AIFM1 Mutation in a Chinese Family with X-linked Charcot-Marie-Tooth disease type 4," *Neuromuscular Disorders*.
- [17] F. Cowchock, S. Duckett, L. Streletz, L. Graziani, L. Jackson, "X-linked Motor-Sensory Neuropathy Type-II With Deafness and Mental Retardation: A New Disorder", 1985
- [18] A. Jani-Acsadi, S. Ounpuu, K. Pierz, G. Acsadi, "Pediatric Charcot-Marie-Tooth Disease" *Pediatric Clinics of North America*, Vol 62, pp 767-786, 2015
- [19] A. Posa, A. Emmer, M. Kornhuber, "Unilateral oculomotor palsy in Charcot-Marie-Tooth disease 1A (CMT 1A)," *Clinical Neurology and Neurosurgery*, Vol 155, pp. 20-21, 2017.
- [20] G. Milley, E. Varga, Z. Grosz, C. Nemes, Z. Arányi, J. Boczán, P. Diószeghy, M. Molnár, A. Gál, "Genotypic and phenotypic spectrum of the most common causative genes of Charcot-Marie-Tooth disease in Hungarian patients" *Neuromuscular Disorders*, Vol 28, pp. 38-43, 2018.
- [21] F. Al-Ghamdi, I. Anselm, E. Yang, P. S. Ghosh, "Brain involvement in Charcot-Marie-Tooth disease due to Ganglioside-induced differentiation associated-protein 1 mutation," *Neuromuscular Disorders*, Vol 27, pp. 848-851, 2017
- [22] I. Bougulavá, M. Putzová, I. Soldatova, D. Stejskal "Preimplantation genetic diagnosis of X-linked Charcot-Marie-Tooth disease by indirect linkage analysis," *Medicina Clinica*, Vol 150, pp. 215-219, 2018
- [23] K. M. Brennan, Y. Bai, M. Shy, "Demyelinating CMT—what's known, what's new and what's in store?" *Neuroscience Letters*, Vol 596, pp. 14-26, 2015
- [24] Y. Muraoka, A. Nakamura, R. Tanaka, K. Suda, Y. Azuma, Y. Kushimura, L. Lo Piccolo, H.

- Yoshida, I. Mizuta, T. Tokuda, T. Mizuno, M. Nakagawa, M. Yamaguchi, " Genetic screening of the genes interacting with *Drosophila FIG4* identified a novel link between CMT-causing gene and long noncoding RNAs" *Experimental Neurology*, Vol. 310, pp. 1-13, 2018.
- [25] T. Lencioni, G. Piscosquito, M. Rabuffetti, G. Bovi, E. Di Sipio, M. Divero, I. Moroni, L. Padua, E. Pagliano, A. Schenone, D. Pareyson, M. Ferrarin, " Responsiveness of gait analysis parameters in a cohort of 71 CMT subjects", *Neuromuscular Disorders*, Vol. 27, pp. 1029-1037, 2017.
- [26] S. Vaeth, R. Christensen, M. Duno, D. Lildballe, K. Thorsen, J. Vissing, K. Svenstrup, J. Hertz, H. Andersen, U. Jensen, " Genetic analysis of Charcot-Marie-Tooth disease in Denmark and the implementation of a next generation sequencing platform", *European Journal of Medical Genetics*, 2018
- [27] N. Kuciel, G. Konieczny, L. Oleksy, Z. Wrzosek, " Lower extremity muscles activity in standing and sitting position with use of sEMG in patients suffering from Charcot–Marie–Tooth syndrome", *Neurologia I Neurochirurgia Polska*, Vol. 50, pp. 195-199, 2016
- [28] P. Arthur-Farraj, S.M. Murphy, M. Laura, M. Lunn, H. Manju, J. Blake, G. Ramdharry, Z. Foz, M. Reilly, " Hand weakness in Charcot-Marie-Tooth disease 1X", *Neuromuscular Disorders*, Vol 22, pp. 622-626, 2012
- [29] E. Anaya-Pava, R. Cárdenas-Hernández, " Enfermedad de Charcot-Marie-Tooth y vitritis bilateralCharcot-Marie-Tooth disease and bilateral vitritis", *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología*, Vol. 90, pp. 185-189, 2015
- [30] E. Wojciechowski, A. Sman, K. Cornett, J. Raymond, K. Refshauge, M. Menezes, J. Burns, " Gait patterns of children and adolescents with Charcot-Marie-Tooth disease", *Gait & Posture*, Vol. 56, pp-89-94, 2017
- [31] T. Lencioni, M. Rabuffetti, G. Piscosquito, D. Pareyson, A. Aiello, E. Sipio, L. Padua, F. Stra, M. Ferrarin, " Postural stabilization and balance assessment in Charcot–Marie–Tooth 1A subjects", *Gait & Posture*, Vol. 40, pp. 481-486, 2014.
- [32] G. Ramdharry, A. Thornhill, G. Mein, M. Reilly, J. Marsden, "Exploring the experience of fatigue in people with Charcot–Marie–Tooth disease", *Neuromuscular Disorders*, Vol. 22, pp. 208-213.
- [33] P. Fernández de Retana, D. Poggio, " Charcot-Marie-Tooth syndrome: Orthopaedic considerations", *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)*, Vol. 55, pp. 151-157, 2011.

- [34] C. d'Ydewalle, V. Benoy, L. Bosch, "Charcot-Marie-Tooth disease: Emerging mechanisms and therapies", The International Journal of Biochemistry & Cell Biology, Vol. 44, pp- 1299-1304, 2012
- [35] P. Miranda, A. Brinatti, S. Silva, M. Godoy, "Estudo do centro de massa e estabilidade de quatro posturas básicas do Kung-fu Pak Hok", Revista Brasileira de Ensino de Física, Vol. 38, nº 4, 2016
- [36] UFPR "Centro de gravidade e equilíbrio", 2008. Disponível em http://www.profedf.ufpr.br/rodackibiomecanica_arquivos/Centro%20de%20Massa.pdf acessado a 11 de Novembro de 2018
- [37] Extrusal "Alumínio" Disponível em <http://www.extrusal.pt/index.php?id=57> acessado a 11 de Novembro de 2018
- [38] Cia do pedal "Alumínio 6061 ou 7005? Qual é o melhor". Disponível em <https://www.ciadopedal.com.br/blog/aluminio-6061-ou-7005-qual-e-o-melhor/> acessado a 11 de Novembro de 2018
- [39] Tudo sobre Plásticos. Disponível em <http://www.tudosobreplasticos.com/materiais/abs.asp> acessado a 11 de Novembro de 2018
- [40] M. Oliveira "Princípios e aplicações de materiais", Universidade de Aveiro - Escola superior Aveiro Norte 2008
- [41] M. Oliveira "Materiais e tecnologias", Universidade de Aveiro - Escola superior Aveiro Norte, 2009.
- [42] M. Oliveira "Tecnologias e processos de fabrico", Universidade de Aveiro - Escola superior Aveiro Norte, 2009.
- [43] J. F. Oliveira Santos, L. Quintino, "Processos de Soldadura", 1998
- [44] A. Pereira "Textos de apoio a tecnologia dos processos de ligação", Universidade de Aveiro, 2006
- [45] <https://pt.slideshare.net/candeiasdasilva/2-a-relao-entre-ergonomia-antropometria-e-design>
- [46] International Organization for Standardization "ISO 11199-1:1999 Walking aids manipulated by both arms -- Requirements and test methods -- Part 1: Walking frames". Disponível em <https://www.iso.org/standard/19198.html> acessado a 10 de Outubro de 2018.
- [47] International Organization for Standardization "ISO 11199-2:2005 Walking aids manipulated by both arms -- Requirements and test methods -- Part 2: Rollators". Disponível em

- <https://www.iso.org/standard/36053.htm> acessado a 10 de Outubro de 2018.
- [48] International Organization for Standardization "ISO 11199-3:2005 Walking aids manipulated by both arms -- Requirements and test methods -- Part 2: Walking tables". Disponível em <https://www.iso.org/standard/36053.htm> acessado a 10 de Outubro de 2018.
- [49] VISÃO "Estão aí os exoesqueletos. Será o adeus às cadeiras de rodas?", 2018 Disponível em <http://visao.sapo.pt/visaosaude/2018-08-24-Estao-ai-os-exoesqueletos.-Sera-o-adeus-as-cadeiras-de-rodas-> acessado a 9 de setembro de 2018
- [50] Futuro Exponencial "Exoesqueletos robóticos irão transformar o mundo como o conhecemos", 2017 Disponível em <https://futuroexponencial.com/exoesqueletos-roboticos/> acessado a 1 de setembro de 2018
- [51] Medical EXPO "órtese de Joelho /Distração do Joelho (osteoartrite)/articulado" Disponível em http://www.medicalexpo.com/pt/prod/donjoy/product-96003-698047.html?utm_source=ProductDetail&utm_medium=Web&utm_content=SimilarProduct&utm_campaign=CA#product-item_597295 acessado a 1 de setembro de 2018
- [52] Medical Shop "Andarilho Grillo Posterior PA (Sup. Pélvico e Ap. Braços" Disponível em http://www.medicalexpo.com/pt/prod/donjoy/product-96003-698047.html?utm_source=ProductDetail&utm_medium=Web&utm_content=SimilarProduct&utm_campaign=CA#product-item_597295 acessado a 1 de setembro de 2018
- [53] C. Relvas "Design & Engenharia da ideia ao Produto", Engebook, 2018
- [54] ULRICH, K. & EPPINGER, S. "Product Design and Development, 3rd edition", Singapore, McGraw-Hill, 2003
- [55] D. V. Rosato, "Injection Molding Handbook", McGraw-Hill, 1995
- [56] F. Julián, J. Albarracín. "Desenho para designers industriais 2ª edição", Espanha, Editora Estampa, 2010.
- [57] Ortopédia mimas "Andador Infantil Grillo", Disponível em <https://www.ortopediamimas.com/ortopedia-infantil/andadores-infantiles/2325-andador-infantil-grillo.html> acessado a 29 de Agosto de 2018
- [58] Living made easy "Aktivall Walking Frame" Disponível em <https://www.livingmadeeasy.org.uk/mobility/trainer-walkers-p/aktivall-walking-frame-0119572-1945-information.htm> acessado a 29 de Agosto de 2018
- [59] Living made easy "Adult Cavalier Anterior Walker". Disponível em <https://www.livingmadeeasy.org.uk/mobility/trainer-walkers-p/adult-cavalier-anterior-walker->

0113920-1945-information.htm acessado a 29 de Agosto de 2018

- [60] Iaccess produtos de apoio| ortopedia “Andarilho com apoio axilar-orthos XXI”. Disponível em <https://www.iaccess.pt/loja/mobilidade/andarilho-com-apoio-axilar-orthos-xxi/> acessado a 29 de Agosto de 2018
- [61] Roma Medical, “2340: Lightweight Tri-Wheel Walker With Loop Brakes”. Disponível em <https://romamedical.co.uk/product/2340-lightweight-tri-wheel-walker-with-loop-brakes/>, acessado a 29 de Agosto de 2018
- [62] Wendy’s Walkers Home Health Supplies, “Active Rollator Walker”. Disponível em <https://www.wendyswalkers.com/Active-Rollator-Walker-p/access-active-rollator.htm>, acessado a 29 de Agosto de 2018
- [63] SKF “Rolamento de esferas” Disponível em http://www.skf.com/binary/82-121486/10000_2-PT-BR---Rolling-bearings.pdf, acessado a 30 de Setembro de 2018
- [64] Brasil escola “Exercícios sobre neurónios”. Disponível em <https://exercicios.brasilecola.uol.com.br/exercicios-biologia/exercicios-sobre-neuronios.htm>, acessado a 9 de Agosto de 2018
- [65] Quirumed “Muletas com altura regulável 2 unidades ” Disponível em https://www.quirumed.com/pt/muletas-com-altural-regulavel-2-unidades.html?sid=56536¤cy=EUR&gclid=Cj0KCQiA3IPgBRCAARIsABb-iGKyhc5e0uyyVy2zuVL5y_oRiyqIRBriMM7RAa3KulUXTeyha9VGiRIaAg-IEALw_wcB, acessado a 5 de Agosto de 2018
- [66] AliExpress “ HKJD Joelheiras Apoio Dispositivos Ortopédicos Médicos Órtese Joelho ROM Articulada Ajustável Evitar Hiperextensão” Disponível em <https://pt.aliexpress.com/item/Orthopedic-Knee-Pads-Knee-Braces-Orthosis-Knee-Support-Medical-Orthotic-Devices-ROM-Hinged-Adjustable-Prevent-Hyperextension/32808981294.html>, acessado a 5 de Agosto de 2018
- [67] Amazon “ Correttore Postura Schiena Fascia Posturale 12 Magneti Supporto Tutore Clavicola Spalla Lesioni Correzione Raddrizza la Schiena per Uomini o Donne Sollievo dal Dolore di Collo e Torace (Taglia L/XL)” Disponível em <https://www.amazon.it/Correttore-Posturale-Clavicola-Correzione-Raddrizza/dp/B07CDW98D4>, acessado a 5 de Agosto de 2018

Anexos

Anexo I (Tabelas benchmarking)

Tabela 14: Benchmarking

		 [62]	 [61]	 [60]
Dimensões do andarilho fechado(mm	558.8 x 457.2 x 383.2	590 x 220 x 860	-----
Dimensões do andarilho aberto	mm	711.2)x 609.6) x 383.2	590 x 640 x 860-990	300 x 340 x 1800-2300
Altura do suporte de mãos	mm	778 - 100	860-990	800-1050
Altura recomendada do usuário	mm	1600 - 1880	1650 - 1800	1400- 1700
Altura do acento	mm	508 – 635	-----	580-780
Peso do andarilho	kg	8.98	4	11.7
Peso máximo suportado pelo andarilho	kg	124.7	127	-----
Outros acessórios	Lista	Cesto de compras removível	Possibilidade de transporte de carga	
Características	Lista	Acento ajustável em altura, bem como o suporte de mãos	Suporte de mãos ajustável com a altura	Existe em 3 medidas dependendo do tamanho do seu utilizador
Preço	Euros	277	114	602.88

Tabela 15: Benchmarking (continuação)

		 [52 & 57]	 [58]	 [59]
Dimensões do andarilho fechado (Profundidade x Largura x Altura)	mm	950x 670x450	-----	-----
Dimensões do andarilho aberto (Profundidade x Largura x Altura)	mm	950x 670x1300	1120 x 740 x 980	1120x810x900
Altura do suporte de mãos	mm	760-1250	860-990	-----
Altura recomendada do usuário	mm	1500 - 1880	1550 - 1700	1400- 1800
Altura do acento	mm	540-1000	-----	680-820
Peso do andarilho	kg	19.50	23	19
Peso máximo suportado pelo andarilho	kg	90	95	85
Outros acessórios	Lista	Possibilidade de adicionar e comprar outros acessórios dependendo da necessidade do utilizador como supor lombar, suporte do pescoço, etc.		Possibilidade de adicionar outros acessórios como suporte para mãos, separador físico para pernas e braços
Características	Lista	Grande compatibilidade e altura regulável consoante o utilizador	Existem 4 modelos que variam as suas medidas. Estrutura rígida com separador entre os pés	Existem 4 medidas possíveis para o acento
Preço	Euros	~2 163,67	960	1 890

Anexo II (FMEA)

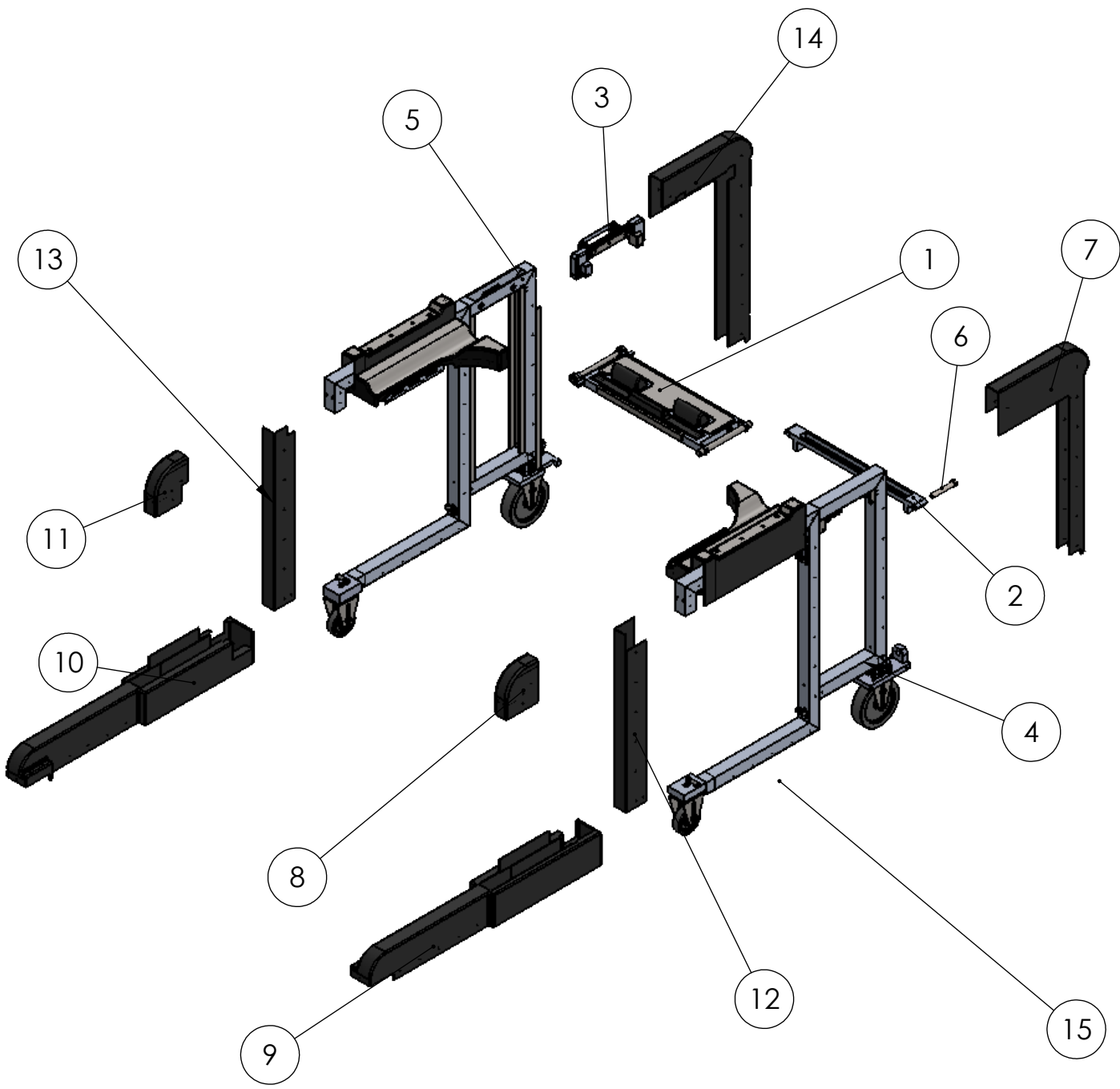
Tabela 16: FMEA

Função	Tipo de falha potencial	Causa da falha	Possíveis efeitos das falhas	Termos críticos das falhas	Possíveis ações corretivas
Travar o dispositivo	Dispositivo de travagem insuficiente	Pouca capacidade de travagem	Segurança da paciente em risco	Falha critica	Aplicar sistema de travagem mais eficaz
Suporte frontal	Paciente pode não conseguir levantar o suporte frontal	Grande peso do suporte	Não conseguir levantar o suporte	Falha maior	Alterar tipo de material ou sistema
		Pega não ergonomica para a paciente	Não conseguir utilizar o andarilho		Rever conceitos ergonomicos para a paciente em questão
	Angulo do suporte quando aberto não ser o mais adequado	Angulo desajustado	Falta de conforto ao movimentar o dispositivo	Falha menor	Ergonomia
Suporte de braços	Suporte dos braços possivelmente instavel	Falta de rigidez nesta parte da estrutura	Estrutura torna-se instavel durante o uso	Falha critia	Alterar material/colocar nervuras na estrutura das peças
	Suporte de braços sem controlo de angulo quando colocado na posição fechado	Falta de batente	Estrutura ao fechar irá balançar	Falha menor	Colocar estrutura que sirva de batente

Tabela 17: FMEA (continuação)

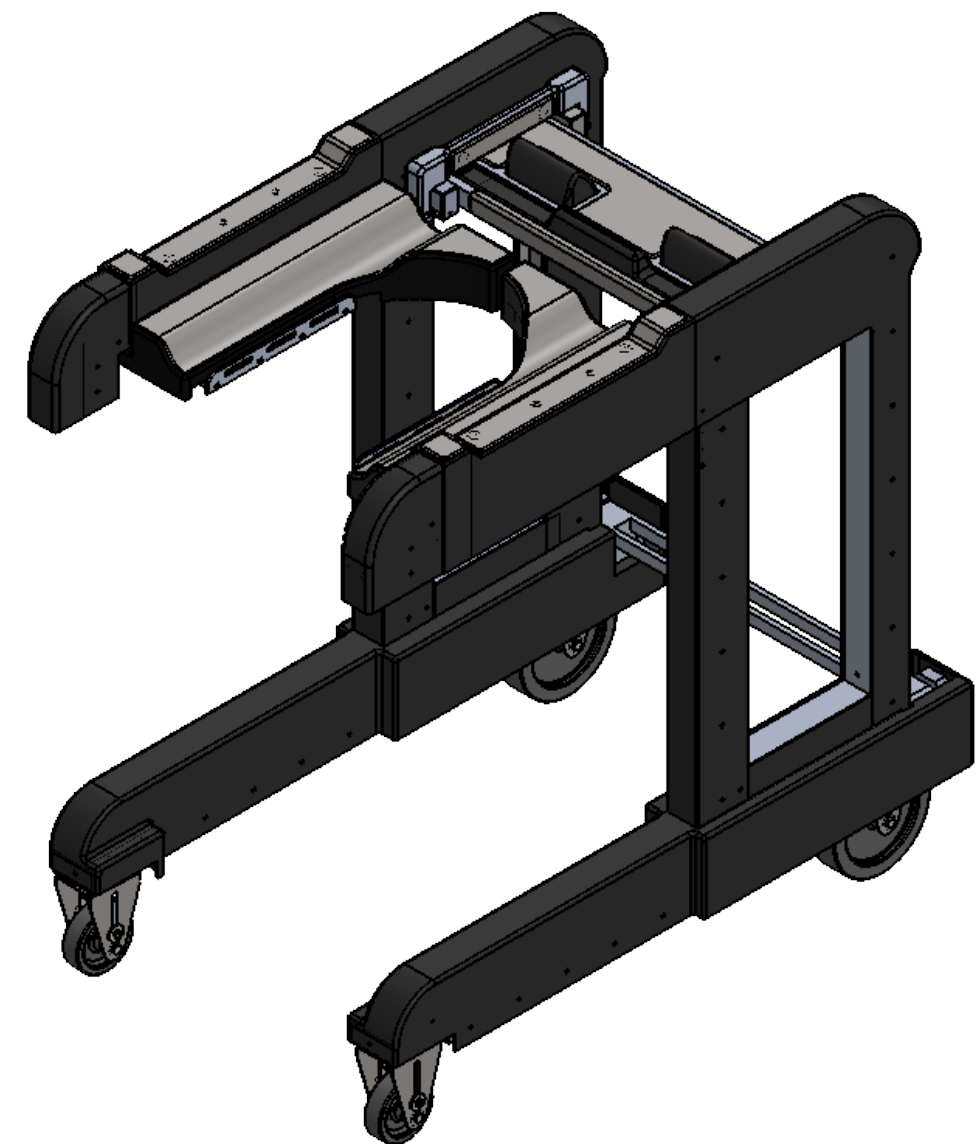
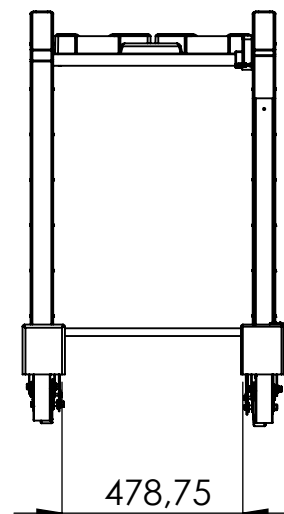
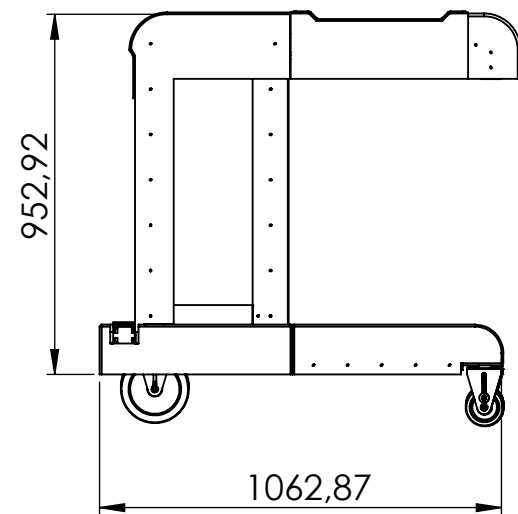
Função	Tipo de falha potencial	Causa da falha	Possíveis efeitos das falhas	Termos críticos das falhas	Possíveis ações corretivas
Colocar suporte pelvico na estrutura	Suporte pelvico instavel	Estrutura que prendem o suporte pelvico ao dispositivo estarem bastante distanciados da zona pelvica da paciente	Instabilidade e suporte pelvico muito folgado o que pode levar á queda da paciente	Falha critica	Colocar as estruturas que prendem o suporte pelvico mais proximo da paciente
	Estruturas que suportam o suporte pelvico com formato que pode causar dano	Geometria da estrutura que suporta o suporte pelvico	Estrutua pode causar golpes e ferimentos	Falha critica	Alterar a geometria
Suportar a paciente pela pelvis	Suporte pelvico não ajustavel ao formato de corpo da paciente	Geometria do suporte pelvico	Falta de conforto	Falha menor	Alterar a geometria
			Instabilidade	Falha critica	
Transportar a paciente	Estrutura pode causar golpes ou ferimentos á paciente	Estrutura com arestas vivas	Estrutura pode causar golpes ou ferimentos	Falha critica	Arredondar as arestas da estrutura \ Acrescentar proteções na estrutura

Anexo III (Desenhos de Montagem)



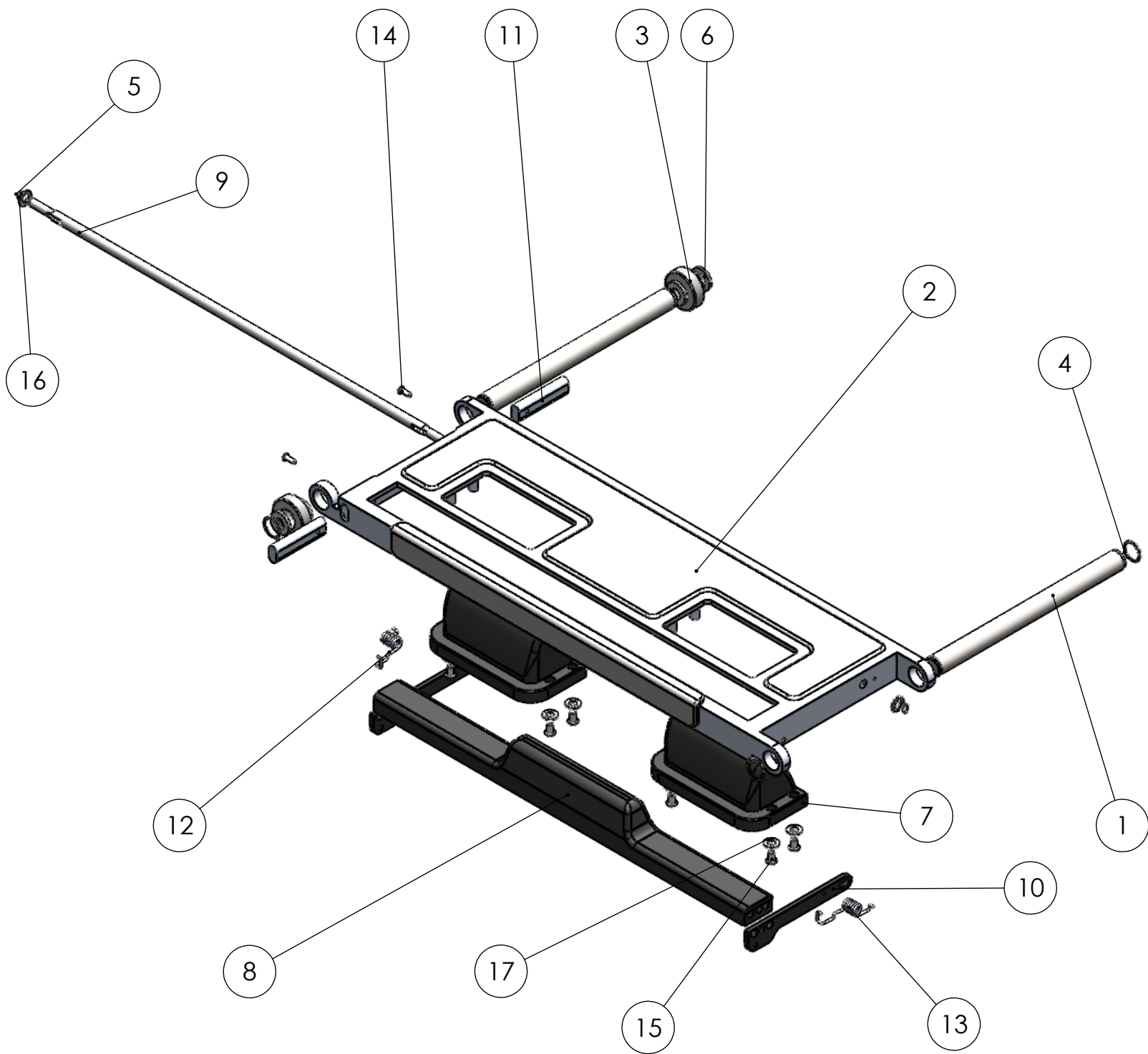
ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	V3.3V3Conjunto tabuleiro superior	Tableiro superior	1
2	V3.3V3Perfil travamento	Tranagem inferior	1
3	V3.3V3Andarilho tabua_trancador_tabuleiro	Mecanismo + pega para compactação	1
4	V3.3V3Estrutura tubular para produção 1	Estrutura tubular direita	1
5	V3.3V3Estrutura tubular para produção 2	Estrutura Tubular esquerda	1
6	ISO 4014 - M16 x 100 x 38-N	Parafuso	1
7	V3.3V3Andarilho tabua_carenagem_frente_dto	Proteção frontal direita	1
8	V3.3Esquineiro entrada	Proteção canto traseiro	1
9	V3.3V3Andarilho tabua_carenagem_frente_baixo_dto	Proteção baixo direita	1
10	V3.3V3Carenagem mirror	Proteção baixo esquerda	1
11	V3.3Canto traseiro esquerdo mirror	Proteção canto traseiro esquerdo	1
12	V3.3V3Andarilho tabua_carenagem_frente_dto_vertical	Proteção direita	1
13	V3.3Calha mirror vertical esquerdo	Proteção esquerda	1
14	V3.3Peça frontal esquerda carenagem	Proteção frontal esquerda	1
15	V3.3V3rebites	Rebites estrutura-proteção	54

Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Andarilho tabua			FORMAT: A3
						SCALE: 1:20
	DATE	NAME	DESCRIPTION: estrutura final			MATERIAL:
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:
CHECKED:			CLIENT: UA			FINISH:
APROVED:						WEIGHT:
OBS.:			TOLERANCES: ISO 2768-m			QUANTITY:
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 1 of 2

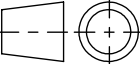


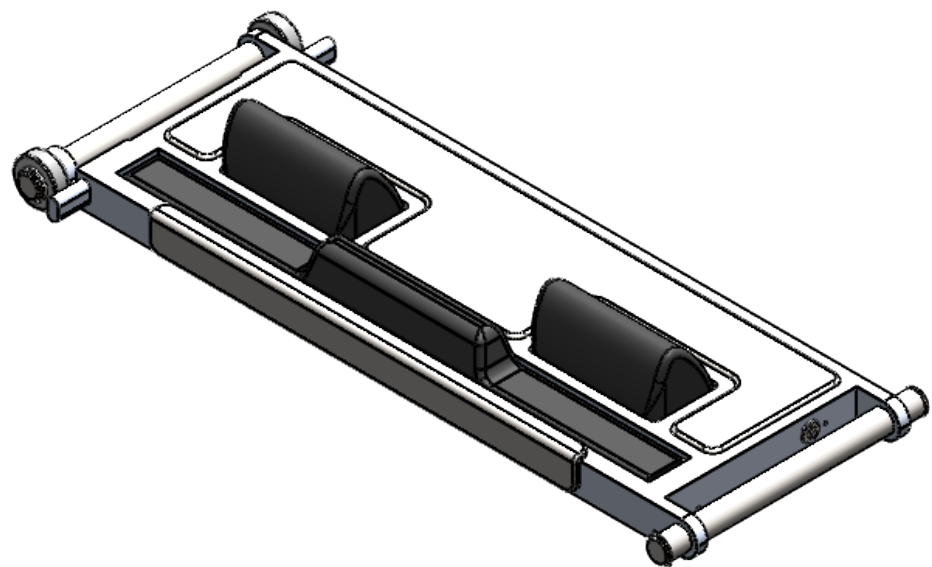
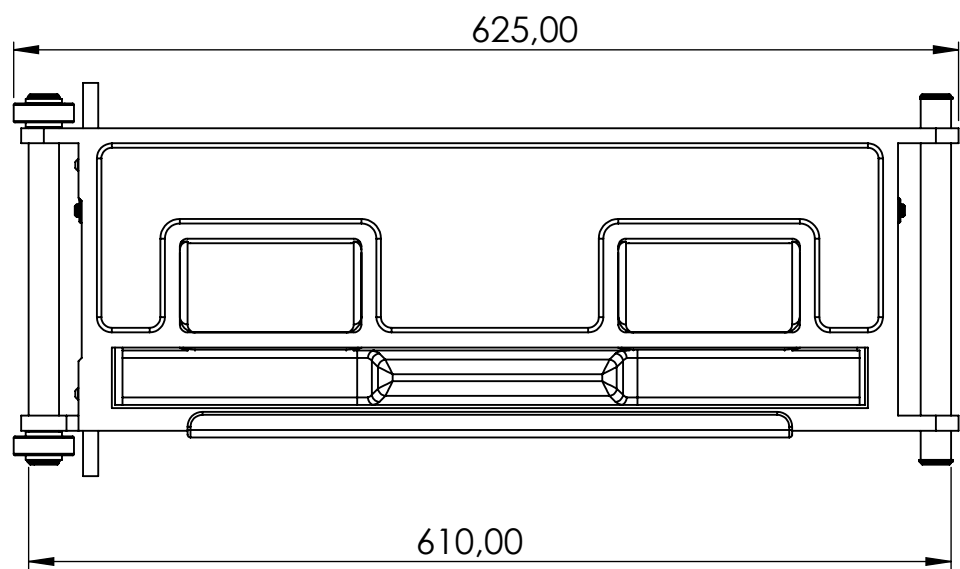
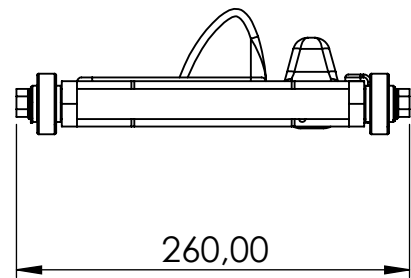
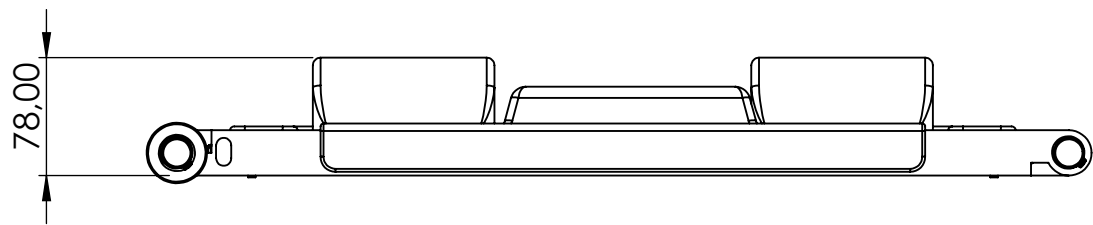
SCALE 1 : 10

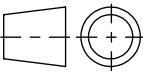
Márcia Neves			DRAW NUMBER:		V3.3V3Andarilho tabua		FORMAT:	A3
							SCALE:	1:20
	DATE	NAME	DESCRIPTION:			MATERIAL:		
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:		
CHECKED:			CLIENT:			FINISH:		
APROVED:						WEIGHT:		
OBS.:			TOLERANCES:			QUANTITY:		
			ISO 2768-m					
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 2 of 2		

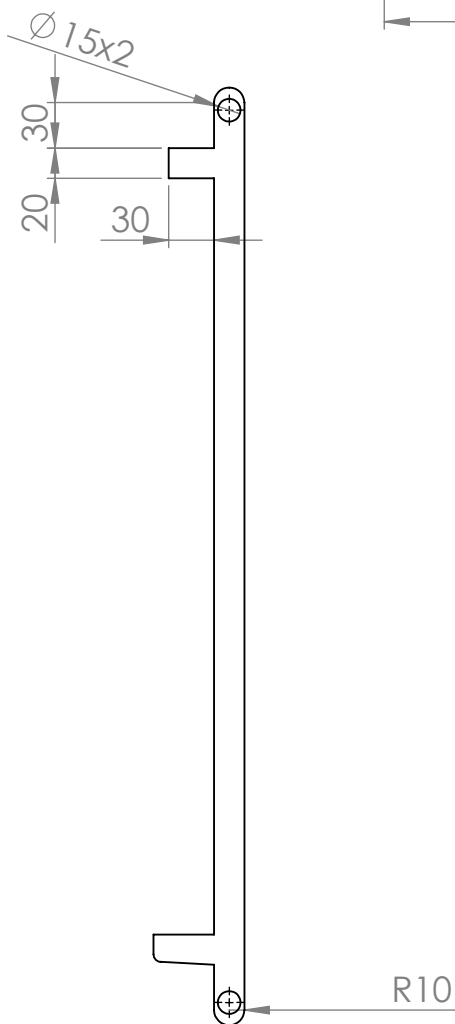
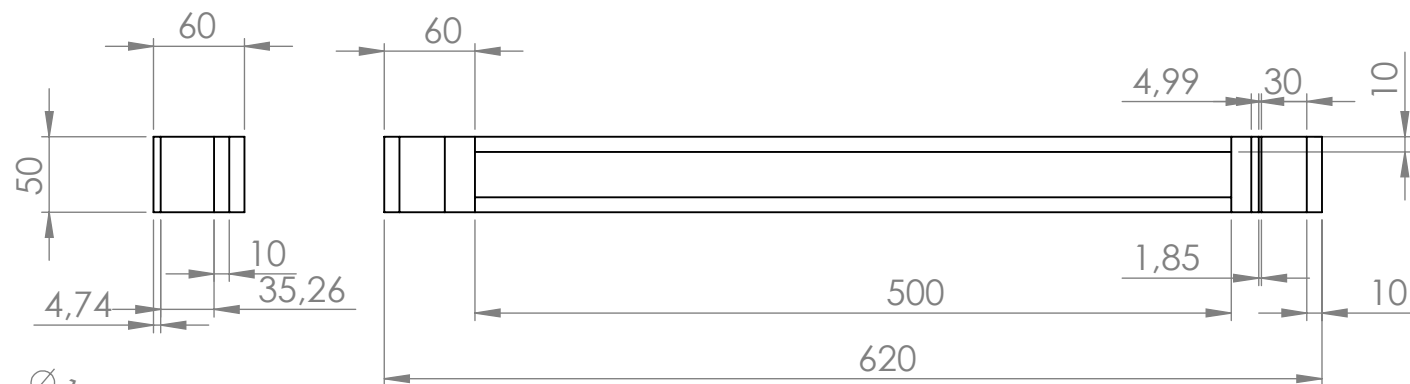


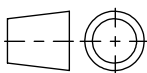
ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	Veio de encaixe	Veio para colocar roletos	2
2	Tabua frontal	Suporte frontal	1
3	Roleta	Roleta para compactação da estrutura	2
4	Truarc 5100-75 - S0.75	Anel elástico	4
5	Truarc 5100-28 - S0.281	Anel elástico	2
6	DIN 6902-A11	Anilha	4
7	Apoio mãos	Apoio para mãos no suporte frontal	2
8	Botão de travagem	Tecla para acionar travagem	1
9	Veio de suporte do botão	Veio de suporte de tecla para travagem	1
10	Ligação entre botão e veio de suporte	Suporte do botão para acionar travagem	2
11	Ligação entre suporte frontal e trancador para compactação	Trancador frontal	2
12	Mola torção tecla travão tabuleiro	Mola para acionar travagem	1
13	V3.3Mola torção tecla travão tabuleiro mirror	Mola para acionar travagem	1
14	ISO 7380 - M4 x 12 - 12N	Parafuso	2
15	ISO 7380 - M6 x 10 - 10N	Parafuso	8
16	Washer ISO 7090 - 8	Anilha	2
17	ISO 10673-7.4-S	Anilha	8

Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Conjunto tabuleiro superior				FORMAT: A3	
							SCALE: 1:5	
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Tableiro superior			MATERIAL:		
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:		
CHECKED:						FINISH:		
APROVED:						WEIGHT:		
OBS.:			CLIENT: UA			QUANTITY: 1		
						Sheet 1 of 2		
			TOLERANCES: ISO 2768-m					
			If no further information, the measurements are in millimeters					



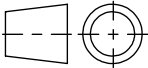
Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Conjunto tabuleiro superior				FORMAT: A3	
							SCALE: 1:5	
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Tableiro superior			MATERIAL:		
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:		
CHECKED:			CLIENT: UA			FINISH:		
APROVED:						WEIGHT:		
OBS.:			TOLERANCES:			QUANTITY:		
			ISO 2768-m			1		
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 2 of 2		

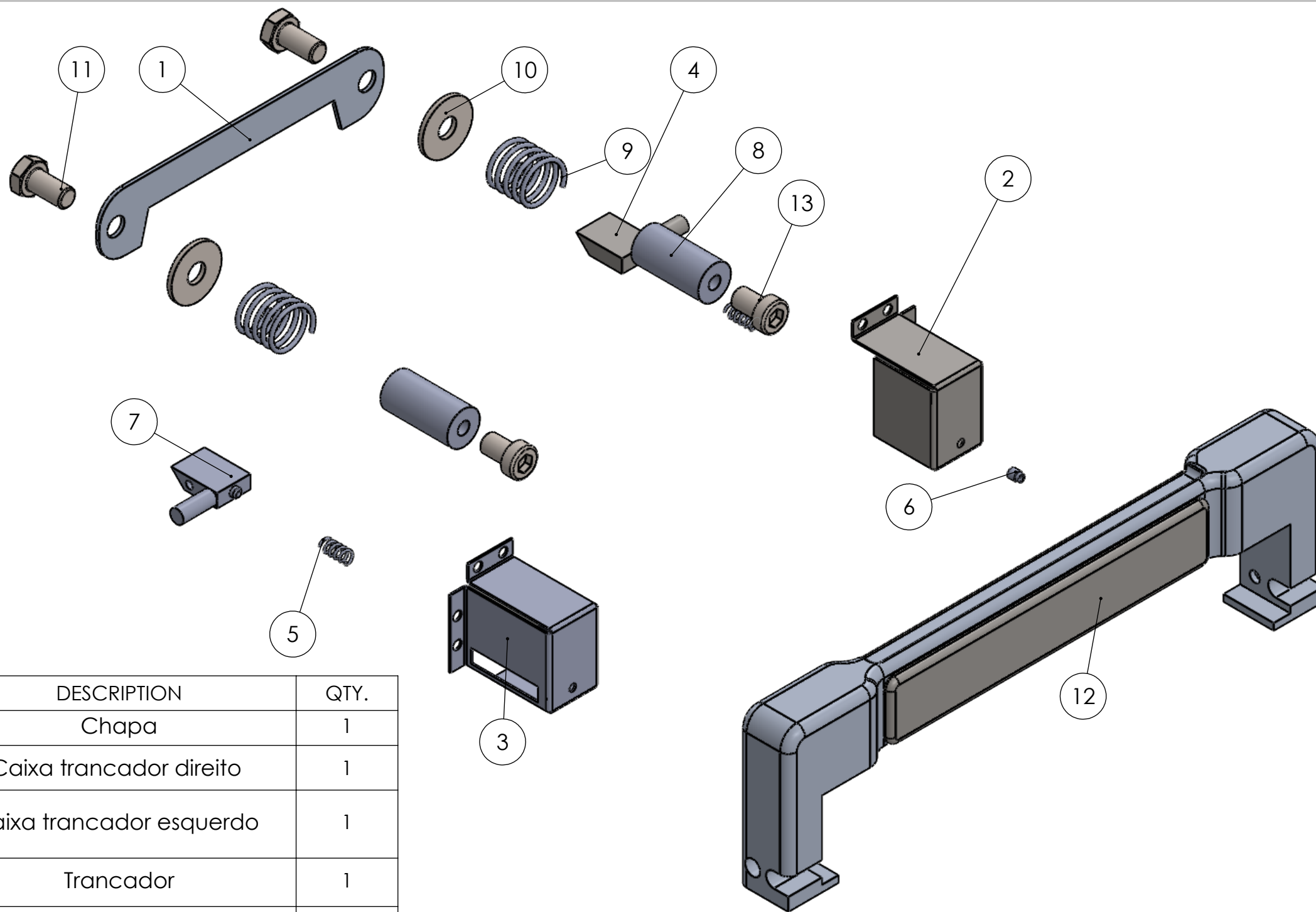


Márcia Neves			DRAW NUMBER:		V3.3V3Perfil travamento				FORMAT: A4	
							SCALE: 1:5			
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Trancagem inferior				MATERIAL: AI 6061			
DESIGNER:	25/11/2018	Márcia Neves					TREATMENT:			
CHECKED:			CLIENT: UA				FINISH: Polido			
APROVED:							WEIGHT: 400g			
OBS.:			TOLERANCES: ISO 2768-m				QUANTITY: 1			
			If no further information, the measurements are in millimeters				Sheet 1 of 1			

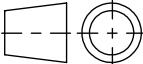
	DATE	NAME
DESIGNER:	25/11/2018	Márcia Neves
CHECKED:		
APROVED:		
OBS.:		

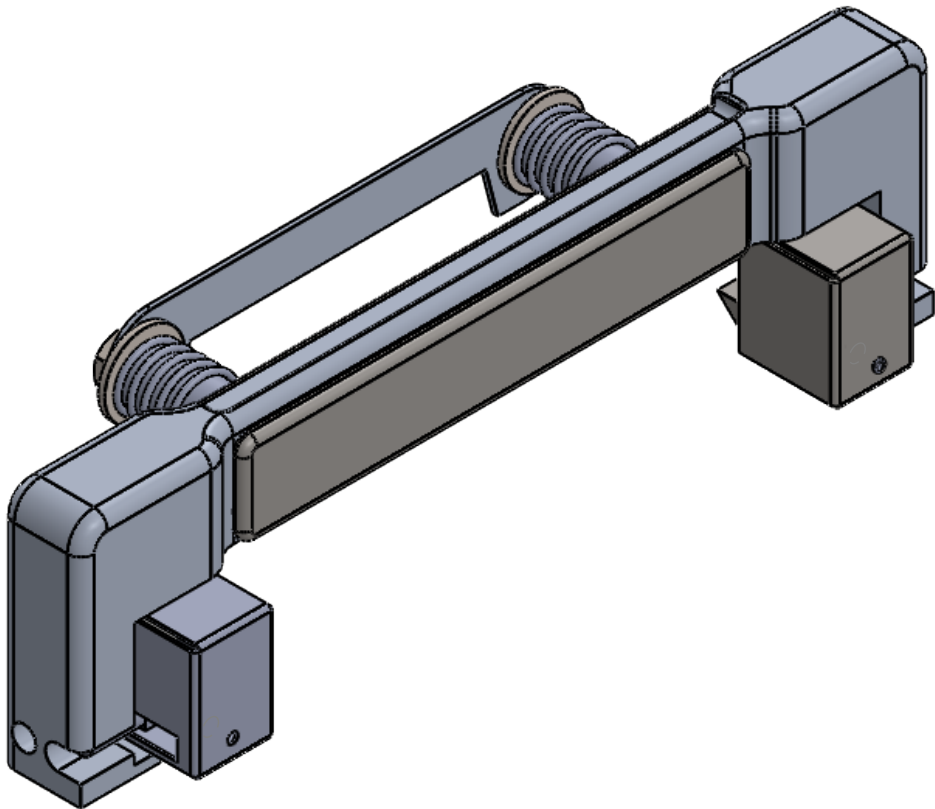
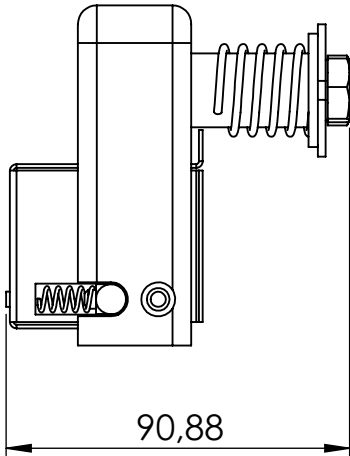
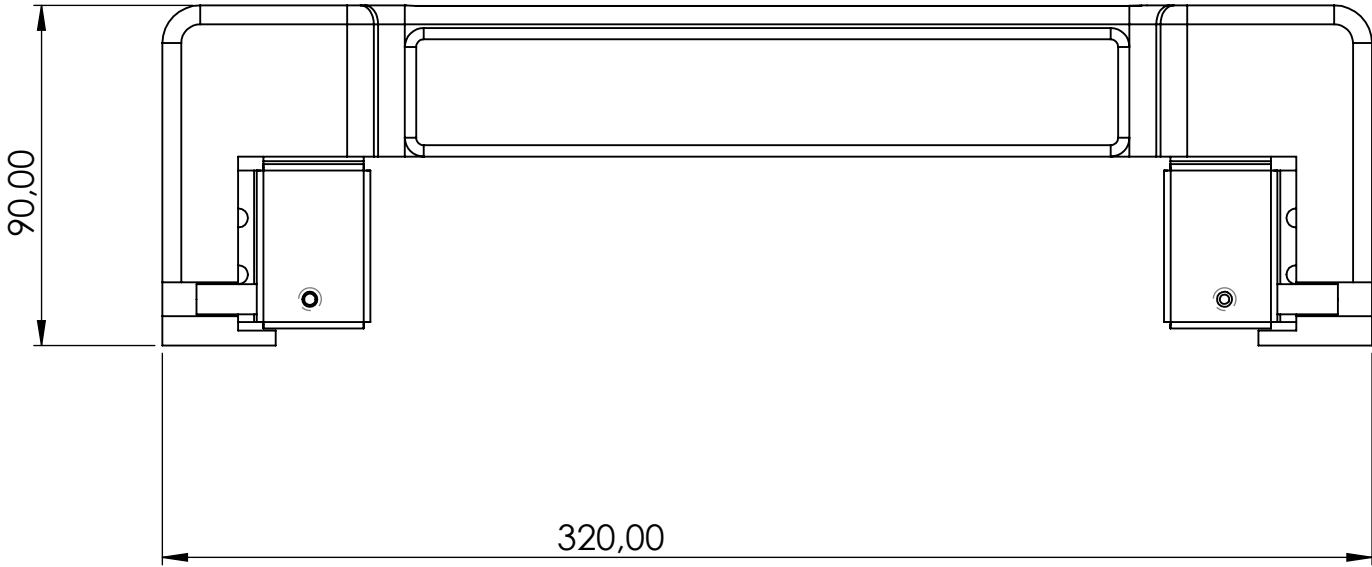
DESCRIPTION:	Trancagem inferior
CLIENT:	UA

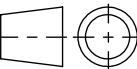
	FORMAT: <div>A4</div>
	SCALE: <div>1:5</div>
MATERIAL: <div>Al 6061</div>	
TREATMENT: 	
FINISH: <div>Polido</div>	
WEIGHT: <div>400g</div>	
QUANTITY: <div>1</div>	
<div>Sheet 1 of 1</div>	

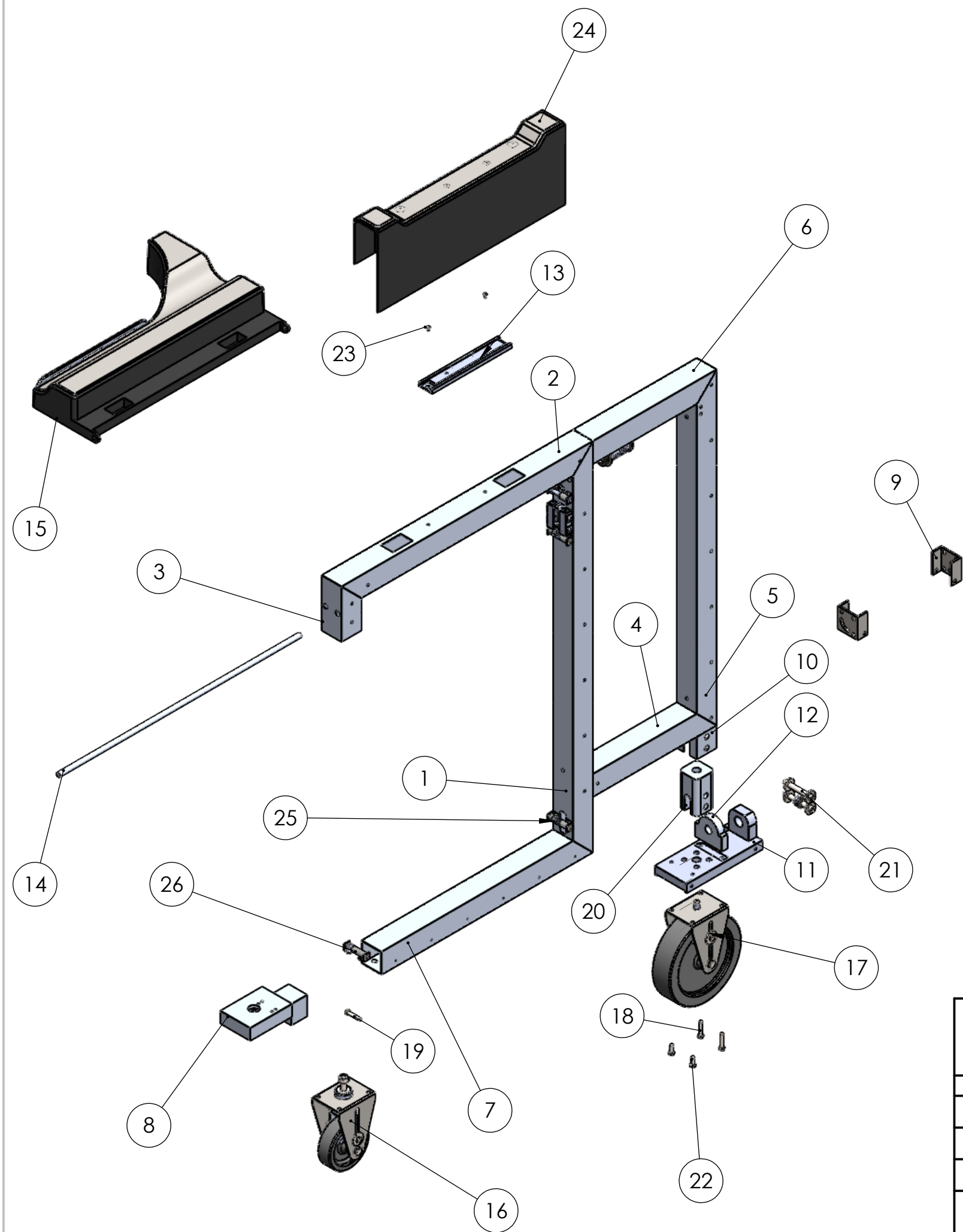


ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	V3.3Chapa 1	Chapa	1
2	V3.3Caixa trancador tabuleiro	Caixa trancador direito	1
3	V3.3Caixa trancador tabuleiro superior esquerdo	Caixa trancador esquerdo	1
4	V3.3V3Trancador duplo	Trancador	1
5	V3.3V3Mola retorno fecho	Mola de retorno	2
6	V3.3V3Inserto para mola	Batente Mola	1
7	V3.3V3Trancador tableiro superior oposto	Trancador esquerdo	1
8	V3.3Adapatador 1	Adaptador	2
9	V3.3Mola recuo trancador	Mola retorno	2
10	Washer ISO 7093 - 10	Anilha	2
11	DIN EN 24017 - M10 x 20-N	Parafuso	2
12	V3.3V3Trancador tableiro	Pega tabuleiro	1
13	DIN 6912 - M10 x 16 --- 8N	Parafuso	2

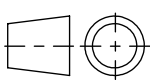
Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Andarilho tabua_trancador_tabuleiro				FORMAT: A3	
							SCALE: 1:2	
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Mecanismo + pega para compactação			MATERIAL:		
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves						
CHECKED:			CLIENT: UA			FINISH:		
APROVED:								
OBS.:			TOLERANCES: ISO 2768-m			QUANTITY: 1		
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 1 of 2		

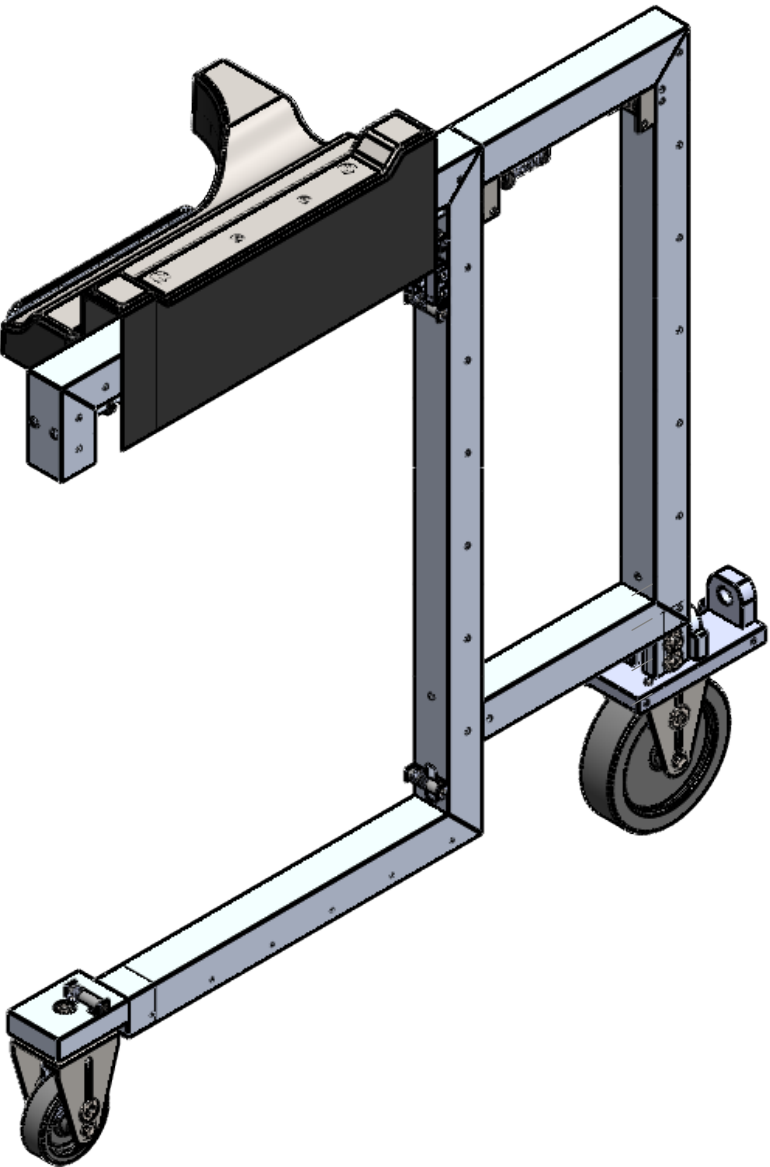
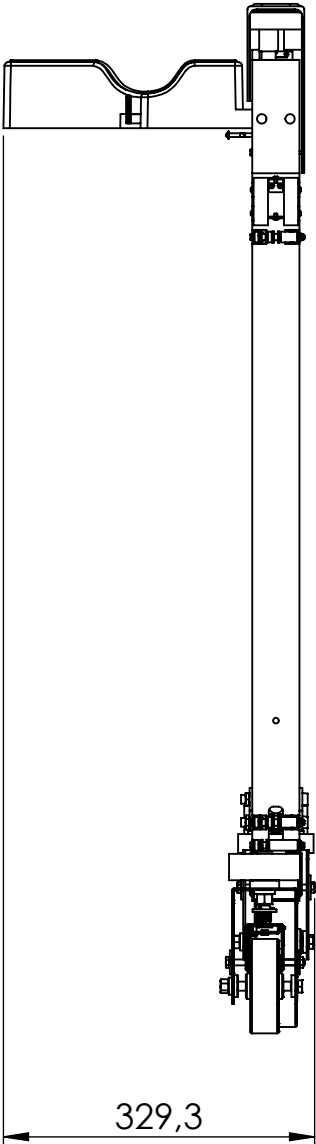
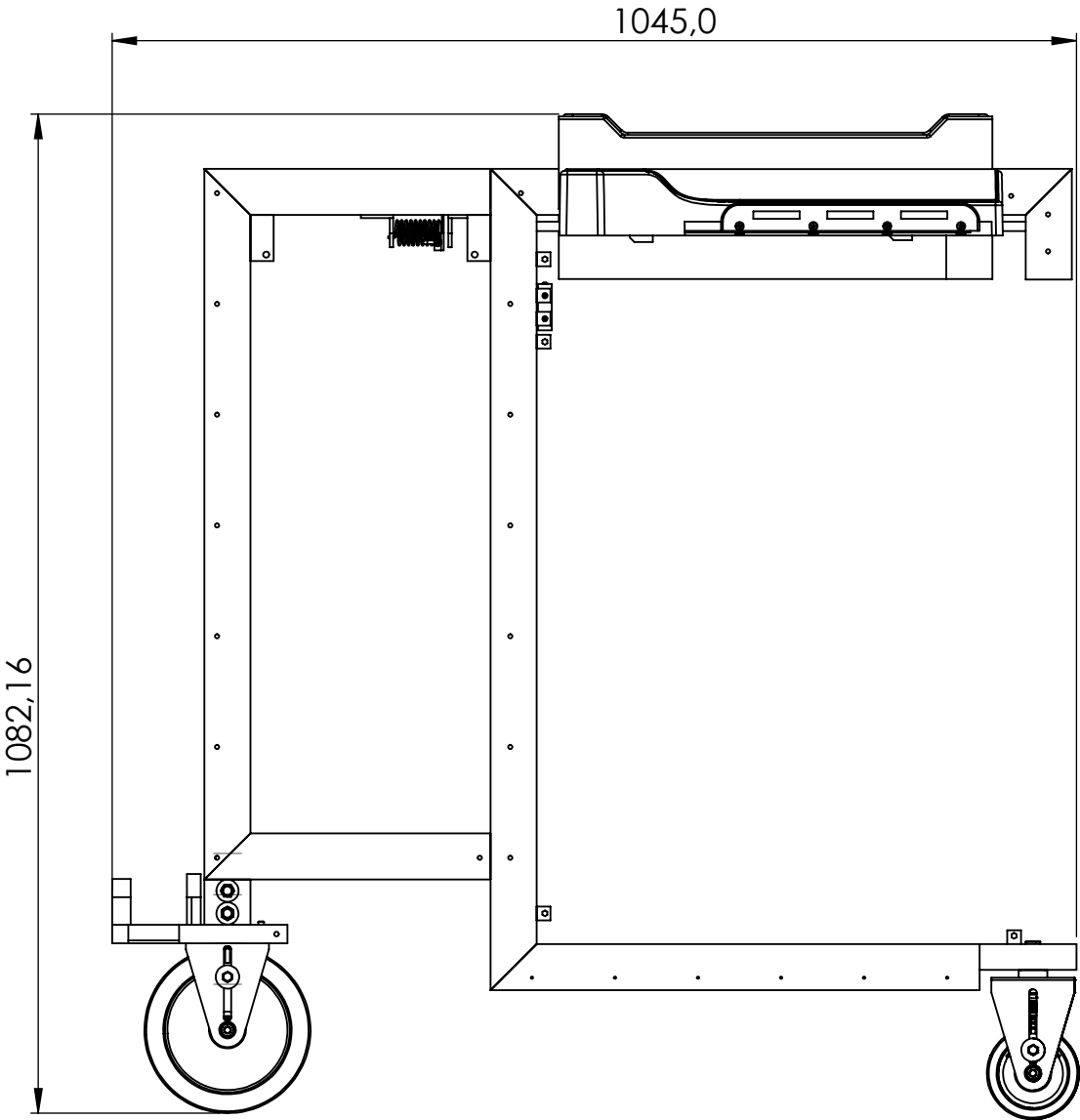


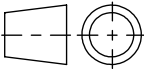
Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Andarilho tabua_trancador_tabuleiro				FORMAT: A3	
							SCALE: 1:2	
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Mecanismo + pega para compactação			MATERIAL:		
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:		
CHECKED:						FINISH:		
APROVED:						WEIGHT:		
OBS.:			CLIENT: UA			QUANTITY: 1		
						Sheet 2 of 2		
			TOLERANCES: ISO 2768-m					
			If no further information, the measurements are in millimeters					



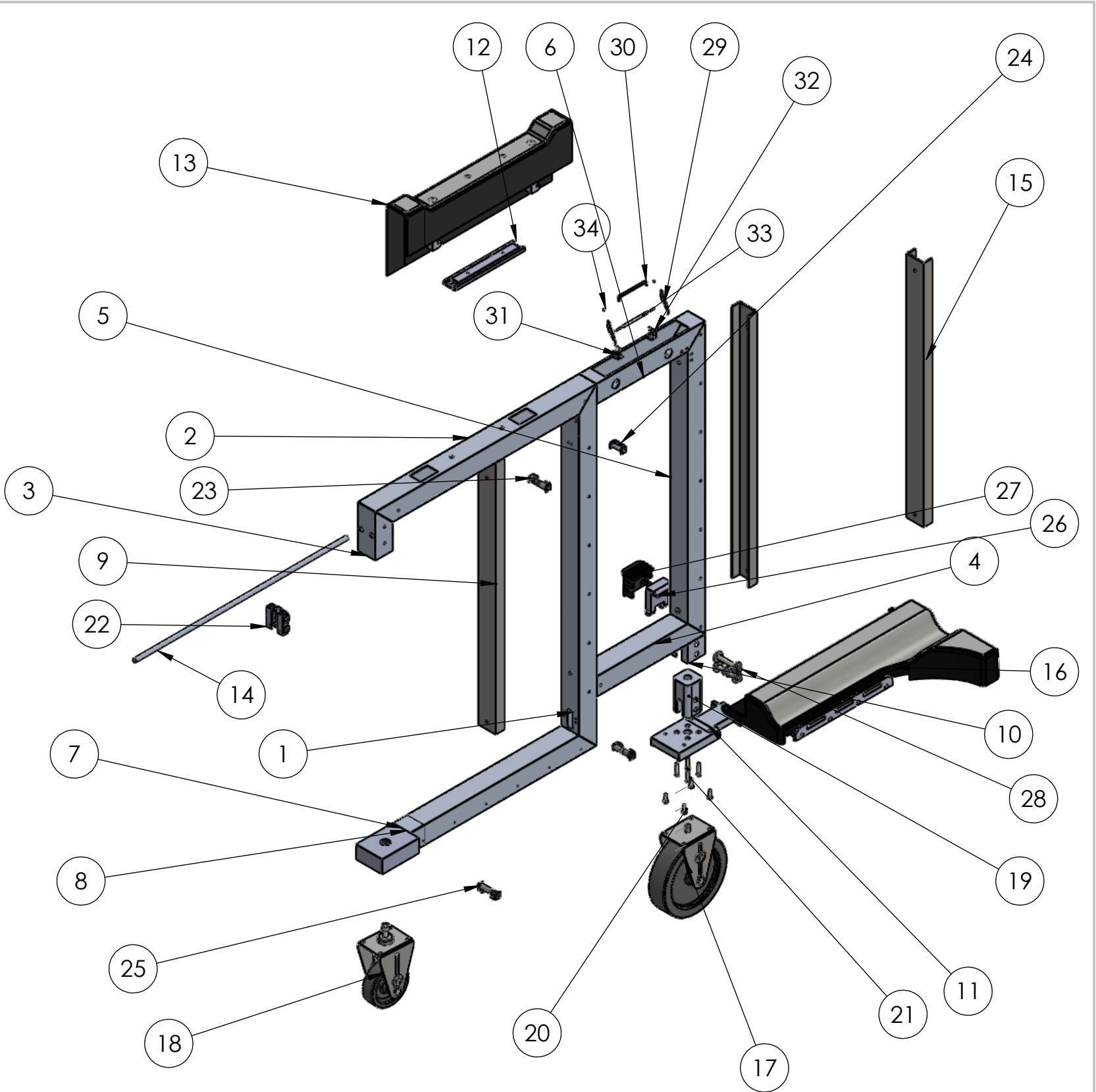
ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	V3.3V3Tubo 50 X 50 2	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5mm	1
2	V3.3V3Tubo 50 X 50 3	Tubo perfil quadrado 50X50X1.5mm	1
3	V3.3V3Tubo 50 X 50 4	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5 mm	1
4	V3.3V3Tubo 50 X 50 5	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5 mm	1
5	V3.3V3Tubo 50 X 50 6	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5 mm	1
6	V3.3V3Tubo 50 X 50 8	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5 mm	1
7	V3.3V3Tubo 50 X 50 1	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5 mm	1
8	V3.3V3aperto rodas tras	Suporte roda traseira	1
9	V3.3V3Perfil U 50X25 thomaz dos santos	Calha em U Thomaz dos Santos	2
10	V3.3V3Tubo 50 X 50 7	Tubo perfil quadrado 50X50X1.5 mm	1
11	V3.3V3Patela que segura roda frente	Suporte roda frontal	1
12	V3.3V3Flange	falange de compactação	1
13	V3.3V3slide-st48-0200-0	Corrediça de esferas ST48-0200	1
14	V3.3V3Varão 10mm	Varão maciço Diam. 10mm liga suporte de braços á estrutura	1
15	V3.3V3Estrutura tubular para produção 1_Apoiobrao	Apoio braço direito	1
16	V3.3V3Conjunto roda direcional traseira	Roda direcional traseira	1
17	V3.3V3Montagem conjunto roda frente travao	Conjunto roda frontal	1
18	DIN EN 24014 - M6 x 30 x 18-N	Parafuso	2
19	DIN 6912 - M6 x 30 --- 18N	Parafuso	1
20	V3.3V3Entrada pilar suporte roda	Entrada roda frontal	1
21	V3.3Montagem parafusos	Montagem para sistema de travagem	1
22	ISO 4017 - M6 x 16-N	Parafuso	2
23	Tapping screw DIN 7982-ST3.5x9.5-C-H-N	Parafuso	2
24	V3.3V3Trancador apoio braços	Trancador braços lado direito	1
25	V3.3V3Andarilho tabua_Sistema_travagem_2	Estrutura de sistema de travagem	2
26	V3.3V3Andarilho tabua_Sistema_travagem_3	Estrutura para sistema de travagem	1
27	V3.3V3Andarilho tabua_Sistema_travagem_1	Estrutura para sistema de travagem	1
28	V3.3Jogo roletos 1	Estrutura para sistema de travagem	1
29	V3.3V3Andarilho tabua_sistema_recuo_tavao	Sistema para recuo do travão	1

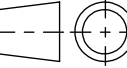
Márcia Neves		DRAW NUMBER: V3.3V3Estrutura tubular para produção 1			FORMAT: A3
					SCALE: 1:8
DESIGNER:	DATE 26/11/2018	NAME Márcia Neves	DESCRIPTION: Estrutura tubular direita	MATERIAL:	
CHECKED:				TREATMENT:	
APPROVED:				FINISH:	
OBS.:				WEIGHT:	
			CLIENT: UA	QUANTITY: 1	
			TOLERANCES: ISO 2768-m		
			If no further information, the measurements are in millimeters		Sheet 1 of 2

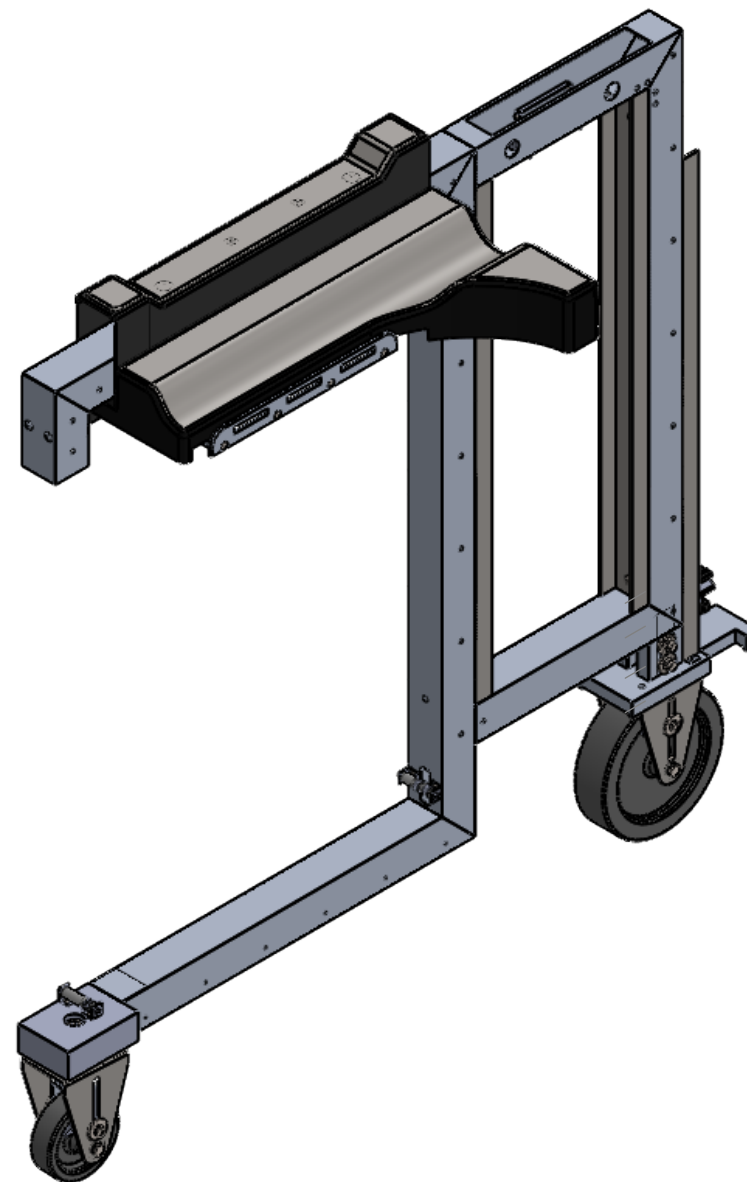
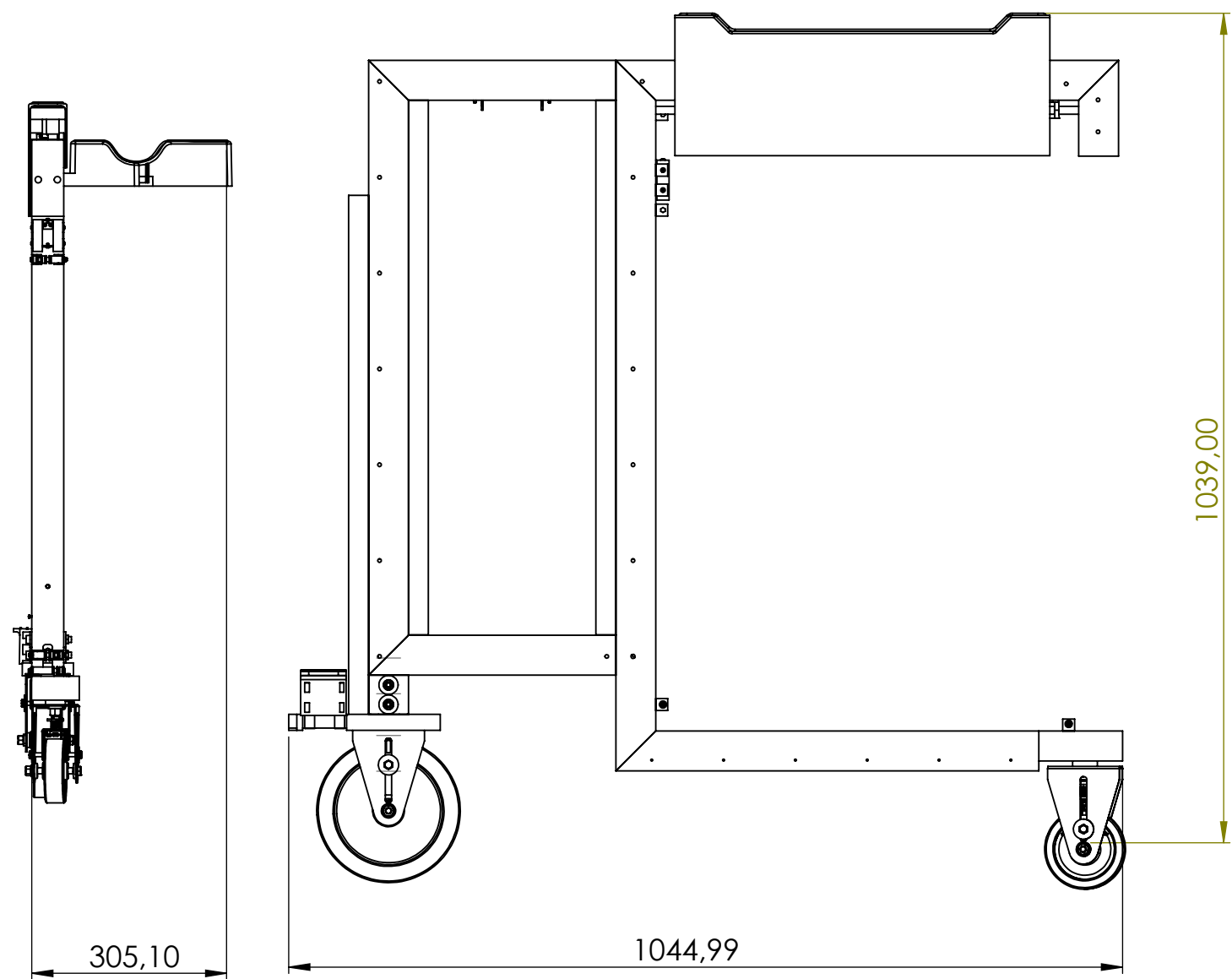


Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Estrutura tubular para produção 1		FORMAT: A3 SCALE: 1:8
	DATE	NAME	DESCRIPTION:	MATERIAL:	
DESIGNER:	26/11/2018	Márcia Neves	Estrutura tubular direita	TREATMENT:	
CHECKED:			CLIENT:	FINISH:	
APROVED:			UA	WEIGHT:	
OBS.:			TOLERANCES:	QUANTITY:	
			ISO 2768-m	1	
			If no further information, the measurements are in millimeters		Sheet 2 of 2

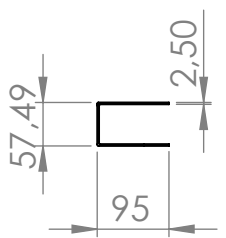
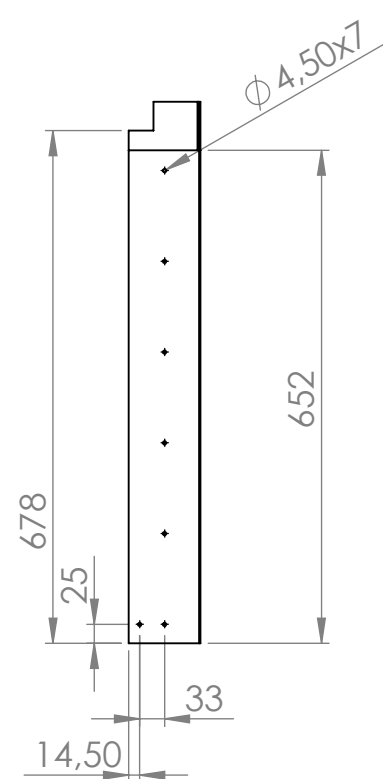
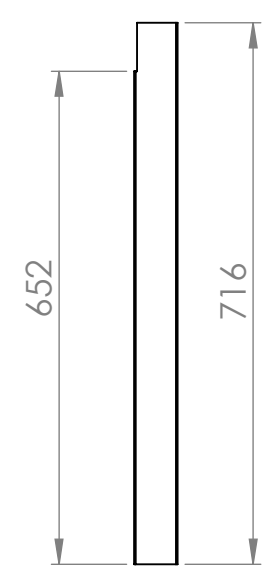
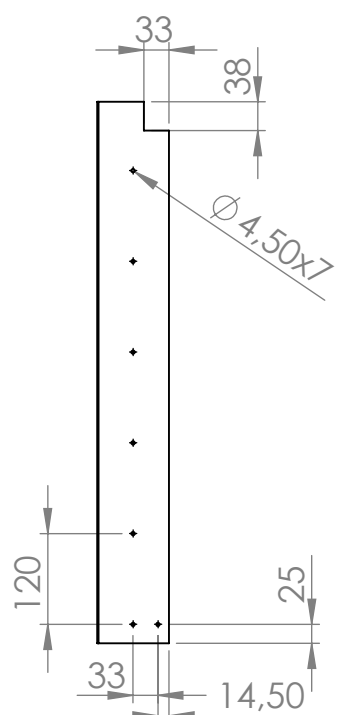
ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	V3.3V3Tubo 50 X 50 10	Tubo perfil quadrado 50X50X1.5 mm	1
2	V3.3V3Tubo 50 X 50 3	Tubo perfil quadrado 50X50X1.5mm	1
3	V3.3V3Tubo 50 X 50 4	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5 mm	1
4	V3.3V3Tubo 50 X 50 5	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5 mm	1
5	V3.3V3Tubo 50 X 50 6	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5 mm	1
6	V3.3V3Tubo 50 X 50 9	Tubo perfil quadrado 50X50X1.5mm	1
7	V3.3V3Tubo 50 X 50 1	Tubo perfil quadrado 50x50x1.5 mm	1
8	V3.3V3aperto rodas tras	Bloco aluminio sup. roda tras	1
9	V3.3V3Perfil U 50X25 thomaz dos santos 1	Perfil U 50X25	2
10	V3.3V3Tubo 50 X 50 7	Tubo perfil quadrado 50X50X1.5 mm	1
11	V3.3V3Patela que segura roda frente Esquerda	Peça aluminio maquinado	1
12	V3.3V3slide-st48-0200-0	Corrediça de esferas ST48-0200	1
13	V3.3V3Trancador apoio braços oposto	Trancador Lado esquerdo	1
14	V3.3V3Varão 10mm	Varão maciço Diam. 10mm liga suporte de braços á estrutura	1
15	V3.3V3Perfil U 50X25 thomaz dos santos 2	Perfil U 50X25	1
16	V3.3V3Estrutura tubular para produção 2_apoiobraco	Estrutura apoio braço esquerdo	1
17	V3.3V3Montagem conjunto roda frente travao	Conjunto roda frontal	1
18	V3.3V3Conjunto roda direcional traseira	Roda direcional traseira	1
19	V3.3V3Entrada pilar suporte roda	Entrada roda frontal	1
20	ISO 4017 - M6 x 16-N	Parafuso	4
21	ISO 14580 - #6 x 25 x 23 - 4.8-N	Parafuso	4
22	V3.3V3Andarilho tabua_Sistema_travagem_1	Estrutura para sistema de travagem	1
23	V3.3V3Andarilho tabua_Sistema_travagem_2	Estrutura de sistema de travagem	2
24	V3.3Jogo roletos 2	Estrutura do sistema de travagem	1
25	V3.3V3Andarilho tabua_Sistema_travagem_3	Estrutura para sistema de travagem	1
26	V3.3V3Andarilho tabua_trancador	Trancador suporte inferior	1
27	Pedal	compactação do sistema inferior	1
28	V3.3Montagem parafusos	Montagem para sistema de travagem	1
29	V3.31	elo do sistema de travagem tabua superior	2
30	V3.3Travão destrancadores	trancador superior	1
31	V3.3V3Cantoneira 15X15 x1.5 FMS	Cantoneira	2
32	ISO 7380 - M3 x 6 - 6N	Parafuso	4
33	V3.3Eixo contra sentido travão lado esquerdo	Eixo de travagem	1
34	HEXALOBULAR RAISED CSUNK HD TAPPING ISO 14587 ST2.9x6.5-Type C-N	Parafuso	2
35	DIN 967 - M5 x 6 - Z --- 4.4N	Parafuso	3
36	ISO 10673-4.55-S	Anilha	1
37	ISO - 4035 - M3 - N	Porca	1
38	Tapping screw DIN 7982-ST3.5x9.5-C-H-N	Parafuso	2

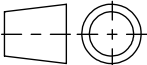


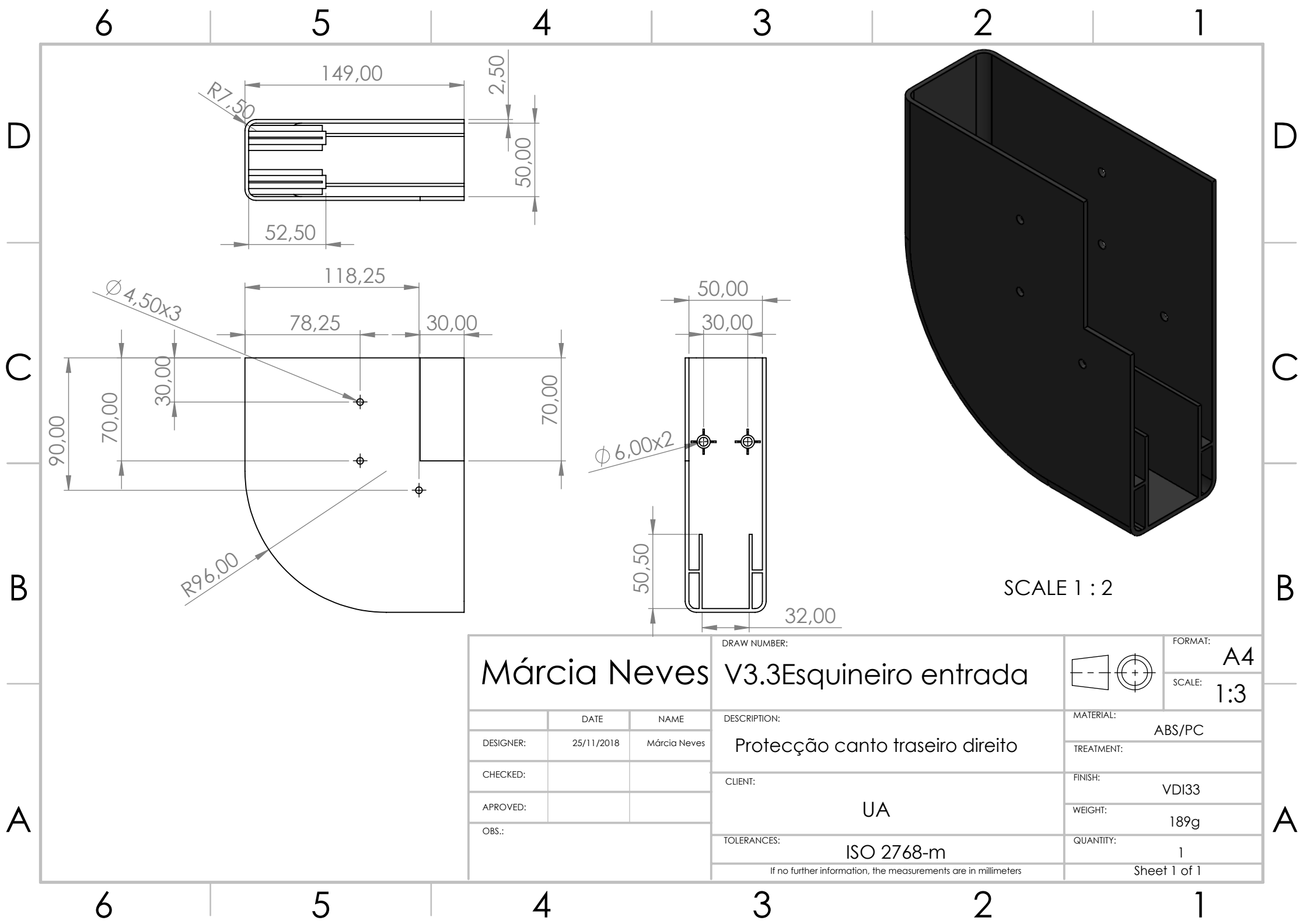
Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Estrutura tubular para produção 2				FORMAT: A3	
							SCALE: 1:10	
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Estrutura Tubular esquerda			MATERIAL:		
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:		
CHECKED:			CLIENT: UA			FINISH:		
APROVED:						WEIGHT:		
OBS.:			TOLERANCES:			QUANTITY:		
			ISO 2768-m			1		
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 1 of 2		



Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Estrutura tubular para produção 2		<div><div></div><div></div></div>		FORMAT: A3	
			DESCRIPTION: Estrutura Tubular esquerda		MATERIAL:		SCALE: 1:8	
DESIGNER:	DATE 27/11/2018	NAME Márcia Neves	CLIENT: UA		TREATMENT:			
CHECKED:					FINISH:			
APPROVED:			TOLERANCES: ISO 2768-m		WEIGHT:			
OBS.:					QUANTITY:		1	
			If no further information, the measurements are in millimeters		Sheet 2 of 2			



Márcia Neves			DRAW NUMBER:		V3.3Calha mirror vertical esquerdo			FORMAT:	A4
			DESCRIPTION:		Proteção esquerda			SCALE:	1:10
	DATE	NAME	CLIENT:				MATERIAL:		
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves					ABS/PC		
CHECKED:			TOLERANCES:				TREATMENT:		
APROVED:							FINISH:		
OBS.:			UA				VDI33		
							WEIGHT:		
							400g		
							QUANTITY:		
							1		
			If no further information, the measurements are in millimeters				Sheet 1 of 1		



D

C

B

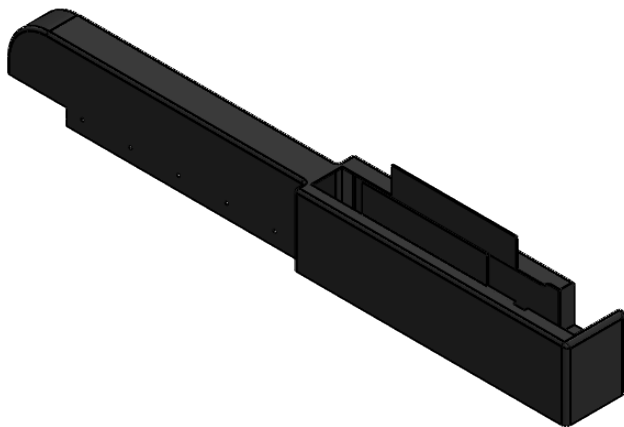
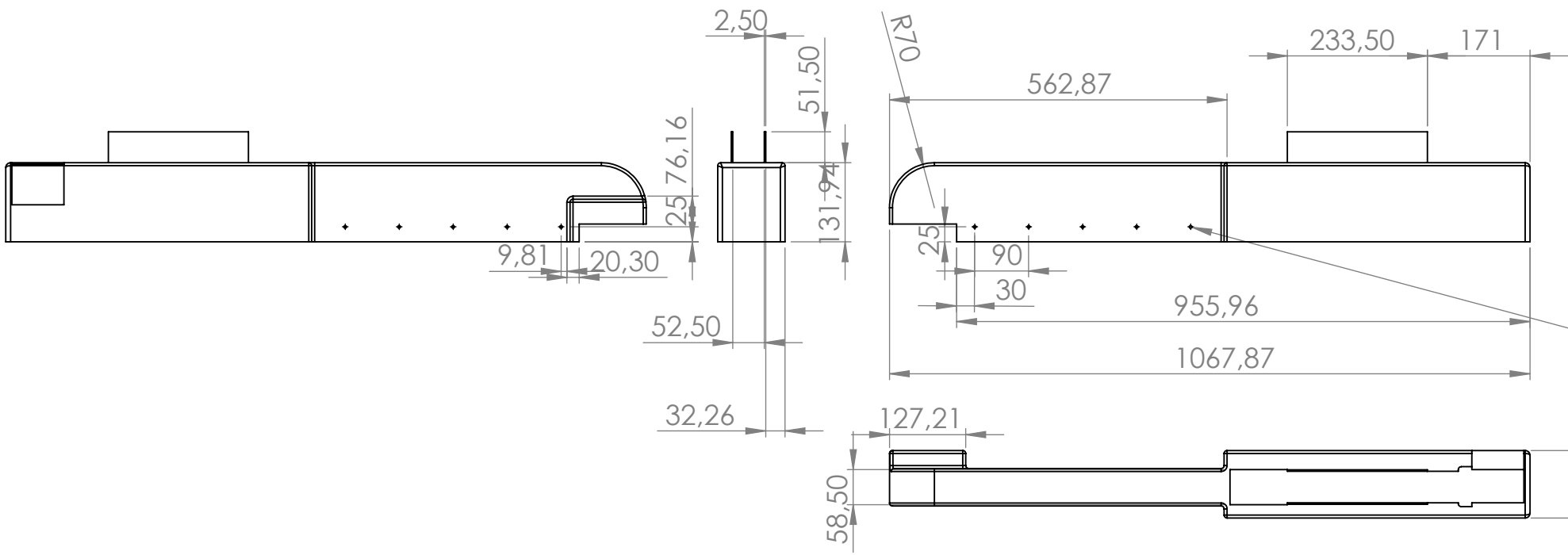
A

D

C

B

A



Márcia Neves

DESIGNER: 27/11/2018 Márcia Neves

CHECKED:

APROVED:

OBS.:

DATE

27/11/2018

NAME

Márcia Neves

DRAW NUMBER:

V3.3V3Andarilho tabua_carenagem_frente_baixo_dto

DESCRIPTION:

Proteção baixo direita

CLIENT:

UA

TOLERANCES:

ISO 2768-m

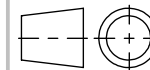
If no further information, the measurements are in millimeters

FORMAT:

A4

SCALE:

1:10



MATERIAL:

ABS/PC

TREATMENT:

FINISH:

VDI33

WEIGHT:

900g

QUANTITY:

1

Sheet 1 of 1

D

D

C

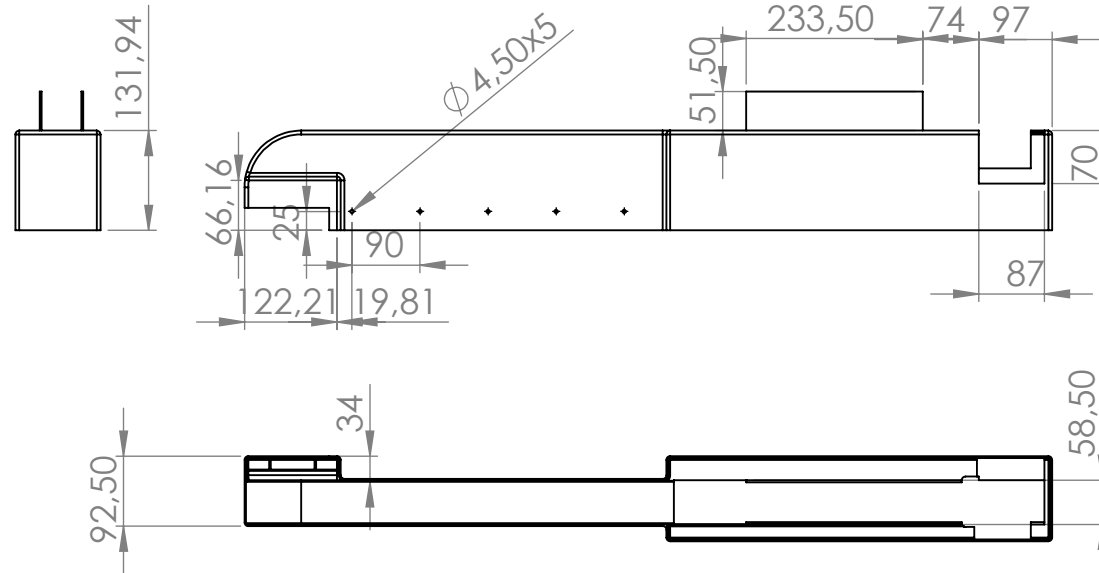
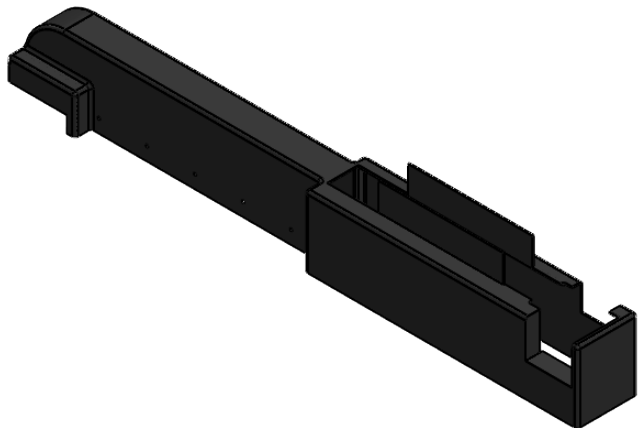
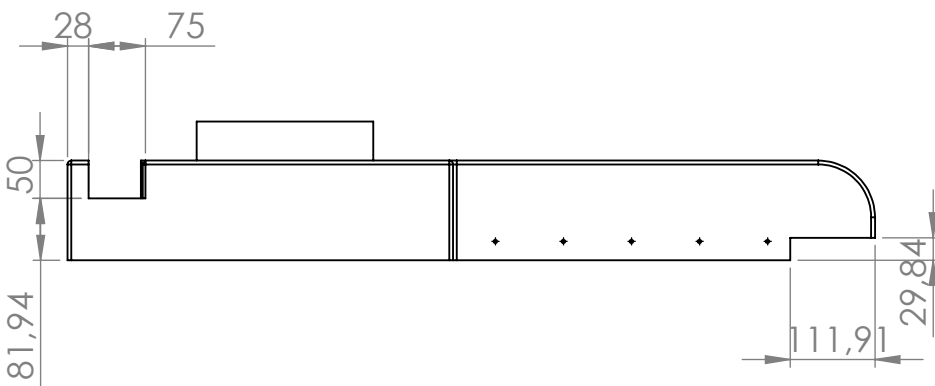
C

B

B

A

A



Márcia Neves V3.3V3Carenagem mirror

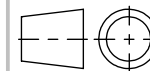
DRAW NUMBER:

FORMAT:

A4

SCALE:

1:10



	DATE	NAME
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves
CHECKED:		
APROVED:		
OBS.:		

DESCRIPTION:

Proteção baixo esquerdo

CLIENT:

UA

TOLERANCES:

ISO 2768-m

If no further information, the measurements are in millimeters

MATERIAL:

ABS/PC

TREATMENT:

FINISH:

VDI33

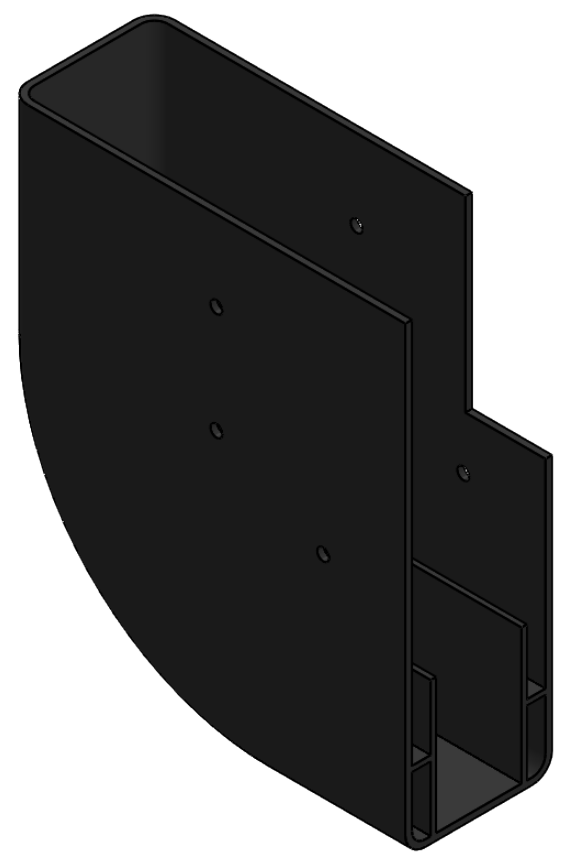
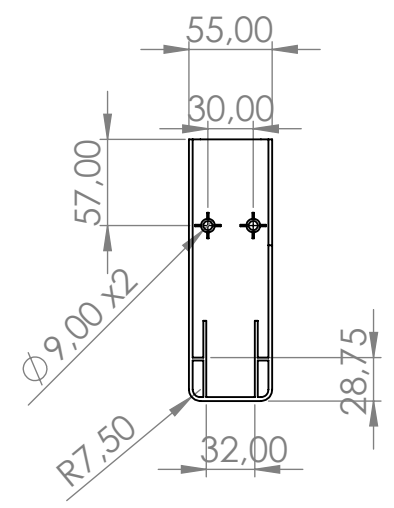
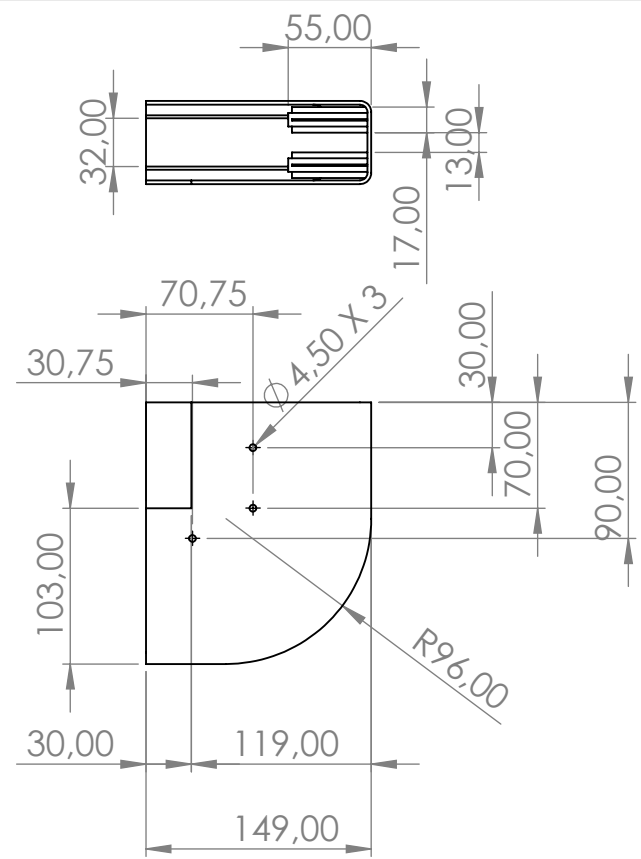
WEIGHT:

900g

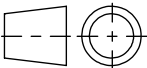
QUANTITY:

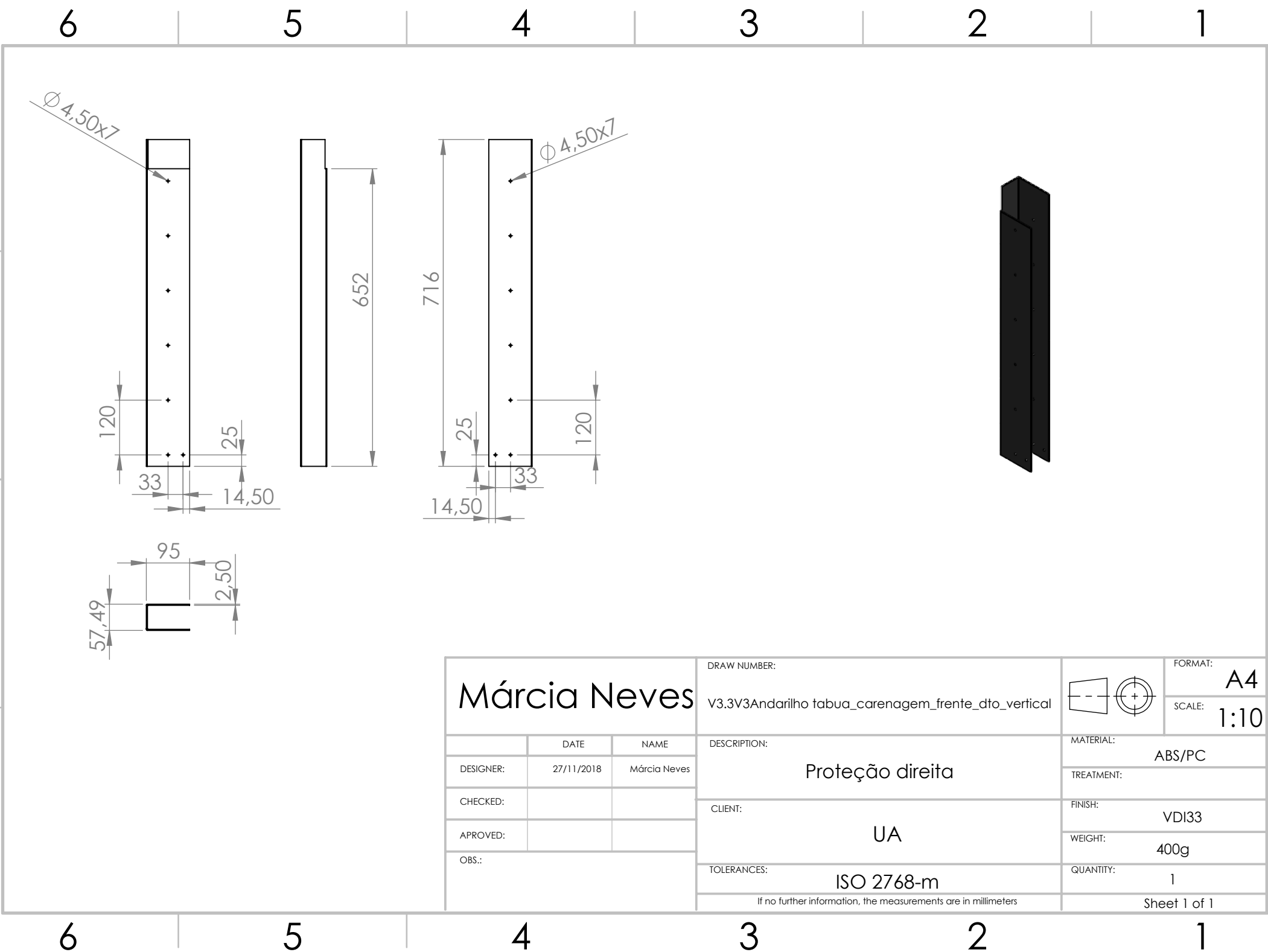
1

Sheet 1 of 1



SCALE 1 : 2

Márcia Neves			DRAW NUMBER:		V3.3Canto traseiro esquerdo mirror			FORMAT:	A4
								SCALE:	1:5
	DATE	NAME	DESCRIPTION:				MATERIAL:		
DESIGNER:	25/11/2018	Márcia Neves					Proteção canto traseiro esquerdo		ABS/PC
CHECKED:			CLIENT:				TREATMENT:		
APROVED:									
OBS.:			UA				FINISH:		
							VDI33		
			TOLERANCES:				WEIGHT:		
ISO 2768-m		189g							
			If no further information, the measurements are in millimeters				QUANTITY:		
							1		
							Sheet 1 of 1		



D

C

B

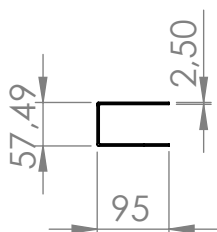
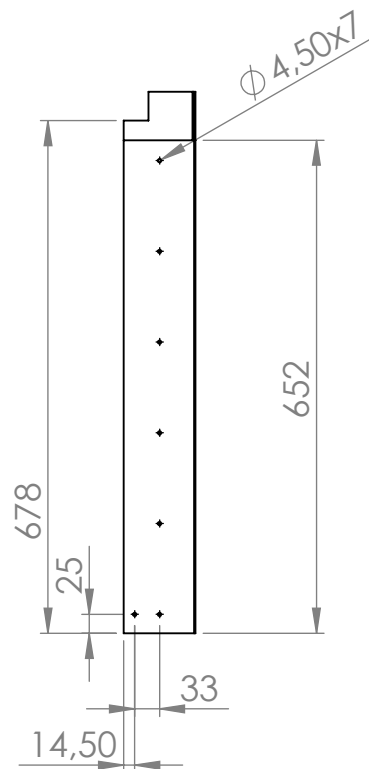
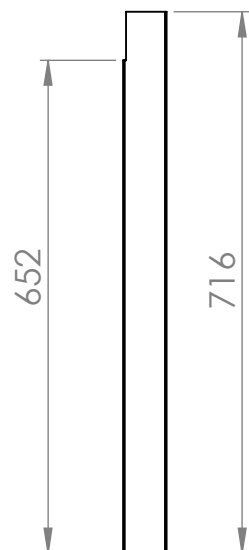
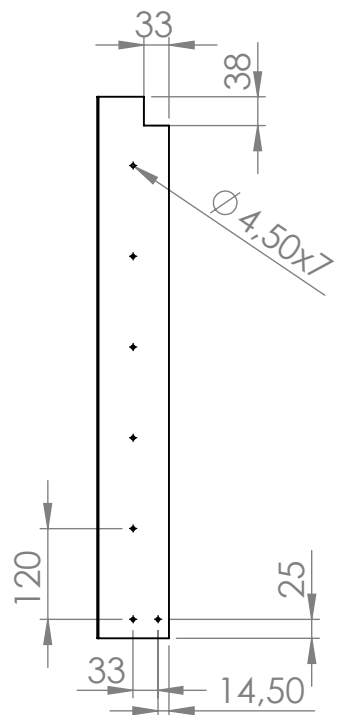
A

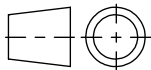
D

C

B

A



Márcia Neves			DRAW NUMBER:		V3.3Calha mirror vertical esquerdo			FORMAT:	A4
			DESCRIPTION:		Proteção esquerda			SCALE:	1:10
	DATE	NAME	CLIENT:		UA		MATERIAL:	ABS/PC	
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves					TREATMENT:		
CHECKED:							FINISH:	VDI33	
APPROVED:							WEIGHT:	400g	
OBS.:			TOLERANCES:		ISO 2768-m		QUANTITY:	1	
			If no further information, the measurements are in millimeters		Sheet 1 of 1				

D

D

C

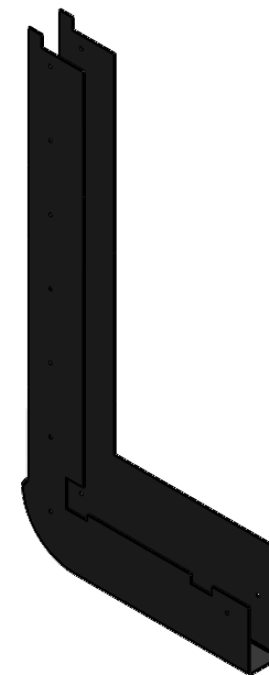
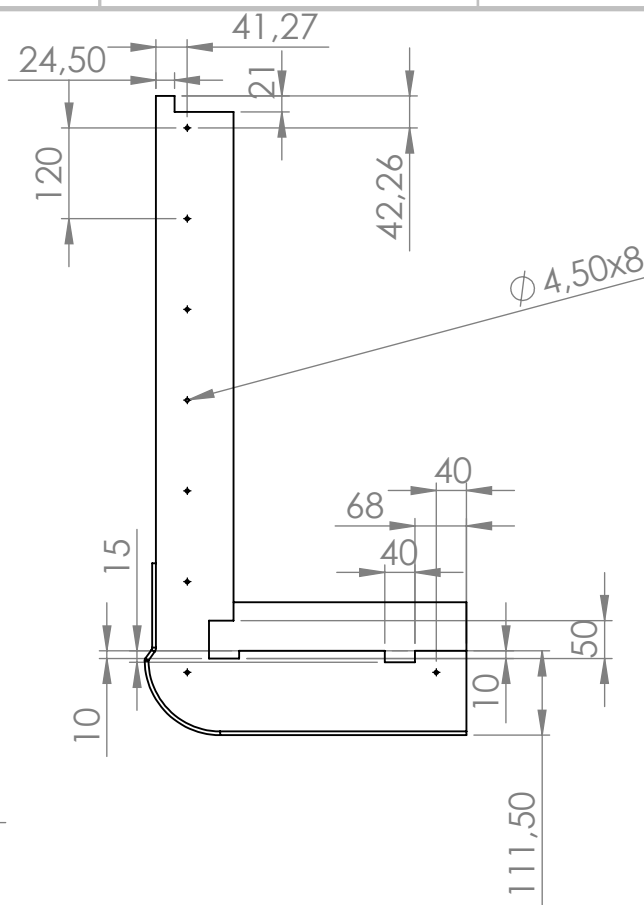
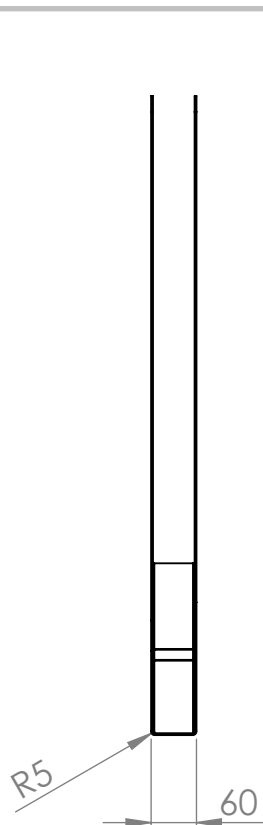
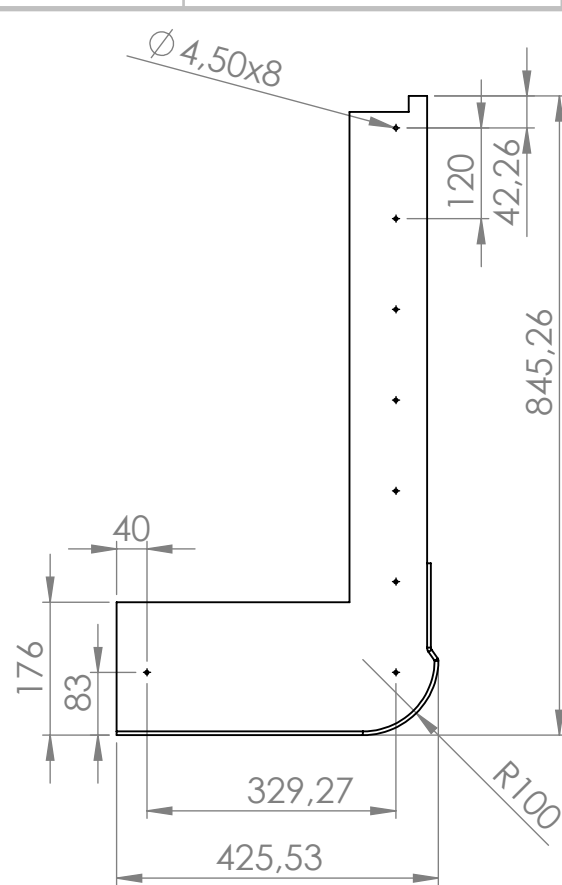
C

B

B

A

A



Márcia Neves

DRAW NUMBER:

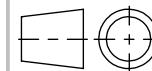
V3.3Peça frontal esquerda carenagem

FORMAT:

A4

SCALE:

1:10



MATERIAL:

ABS/PC

TREATMENT:

FINISH:

VDI33

WEIGHT:

700g

QUANTITY:

1

DESCRIPTION:

Proteção frontal esquerda

CLIENT:

UA

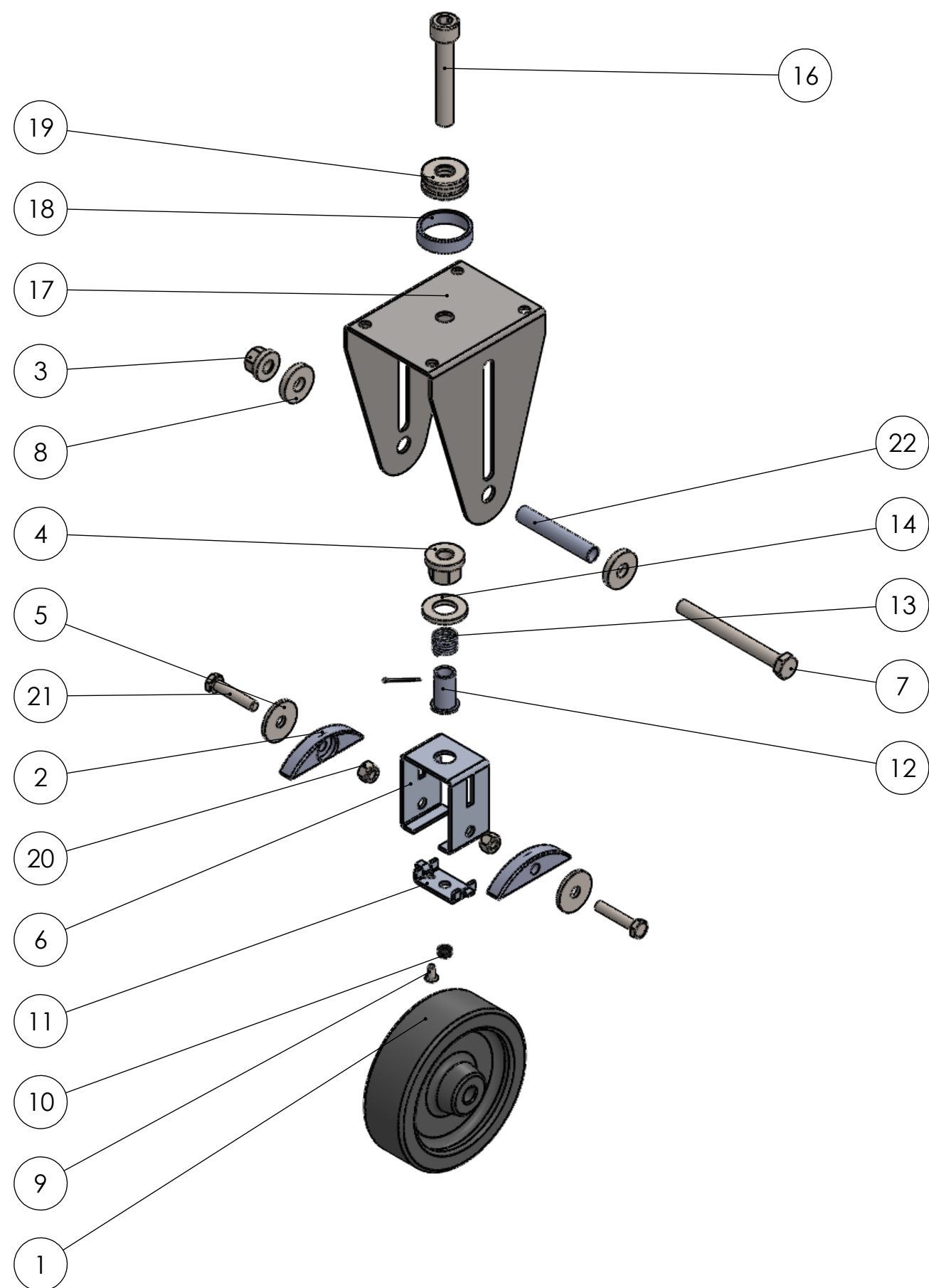
TOLERANCES:

ISO 2768-m

If no further information, the measurements are in millimeters

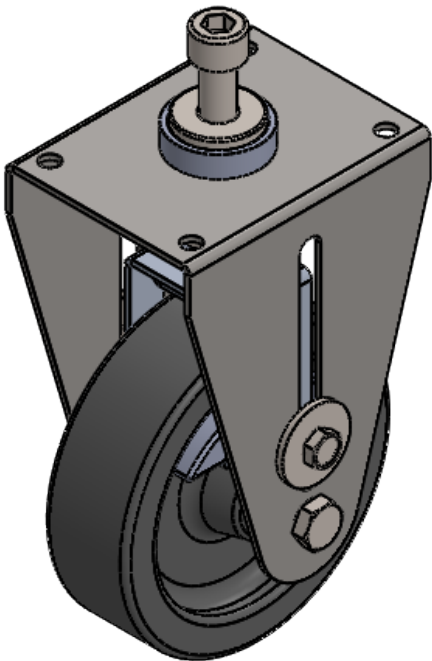
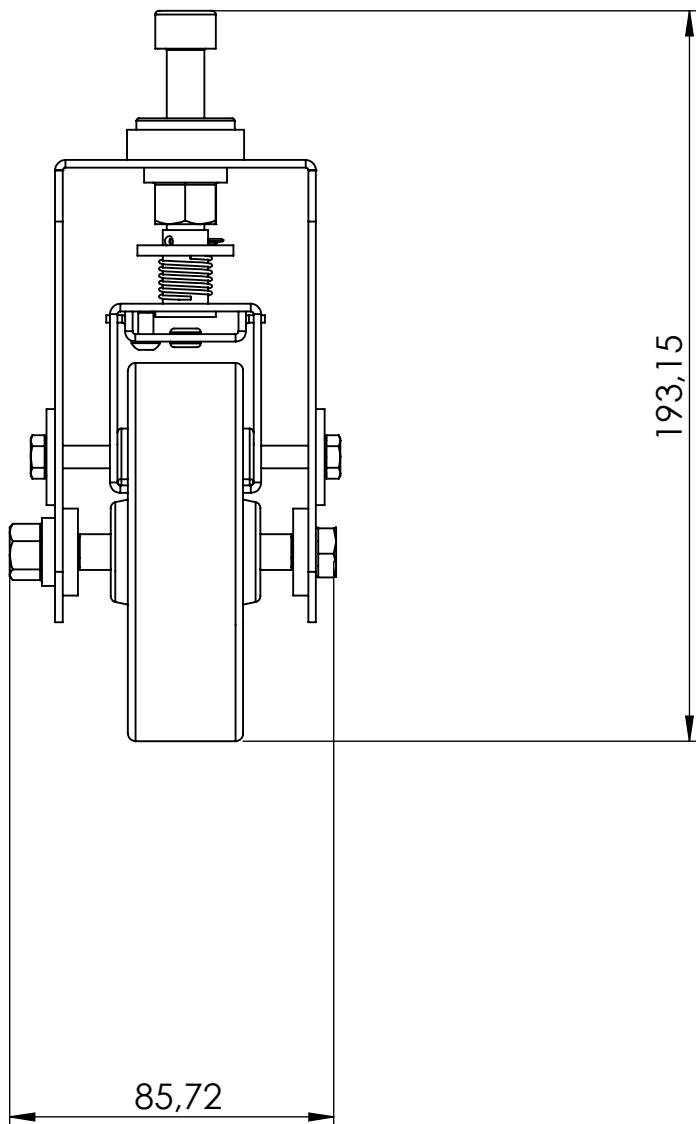
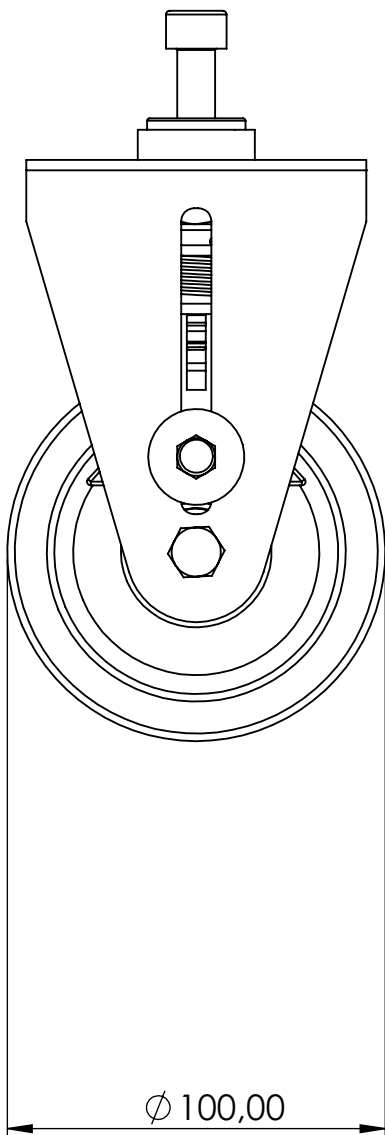
Sheet 1 of 1

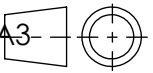
	DATE	NAME
DESIGNER:	27/11/2018	Márcia Neves
CHECKED:		
APROVED:		
OBS.:		

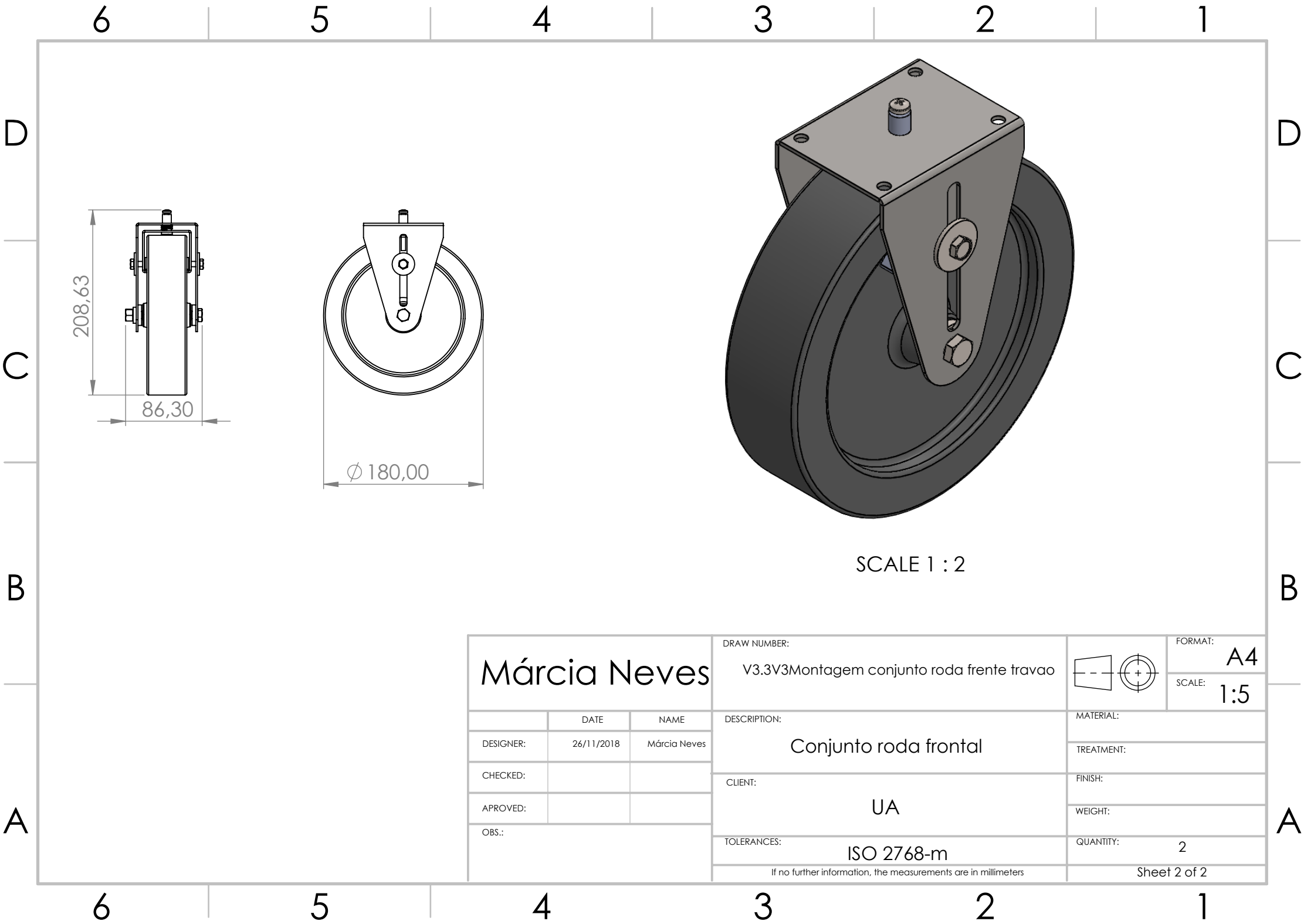


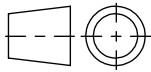
ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	V3.3V3Roda Puina 100 AZ 85shore Mecananarte	Roda 100x40	1
2	V3.3V3Calço traseira	Calço	2
3	DIN 6331-M8-N	Porca	1
4	DIN 6331-M10-N	Porca	1
5	B18.22M - Plain washer, 6 mm, wide	Anilha	2
6	V3.3V3Estrutura travão roda	Estrutura metálica roda traseira	1
7	DIN EN 24014 - M8 x 80 x 22-N	Parafuso	1
8	DIN 6340-8.4	Anilha	2
9	ISO 7380 - M4 x 8 - 8N	Parafuso	1
10	V3.3V3Proteção cabo aço	passagem cabo	1
11	V3.3V3Chaveta linguete	Chaveta linguete	1
12	V3.3V3Casquilho para estrutura travão	Casquilho	1
13	V3.3V3Mola recuo travão	Mola	1
14	B18.22M - Plain washer, 12 mm, narrow	Anilha	1
15	EQS-A3-5	Cotter Pins (split pins)	1
16	EN ISO 4762 M10 x 60 - 32N	Parafuso	1
17	V3.3V3Aperto e fixação roda frontal SM	Estrutura apeto e fixação roda frontal	1
18	V3.3V3Tubo rolamento	Tubo passagem	1
19	SKF - 51200 - 8,SI,NC,8_68	Rolamento	1
20	AM-M6-N	Porca	2
21	B18.2.3.2M - Formed hex screw, M6 x 1.0 x 30 --18WN	Parafuso	2
22	Casquilho roda parafuso	Casquilho	1

Márcia Neves		DRAW NUMBER:		V3.3V3Conjunto roda direcional traseira		FORMAT: A3	
		SCALE: 1:3					
DESIGNER:	26/11/2018	NAME	Márcia Neves	DESCRIPTION:		MATERIAL:	
CHECKED:				Roda direcional traseira		TREATMENT:	
APPROVED:				CLIENT:		FINISH:	
OBS.:				UA		WEIGHT:	
				TOLERANCES:		QUANTITY:	
				ISO 2768-m		2	
				If no further information, the measurements are in millimeters		Sheet 1 of 2	

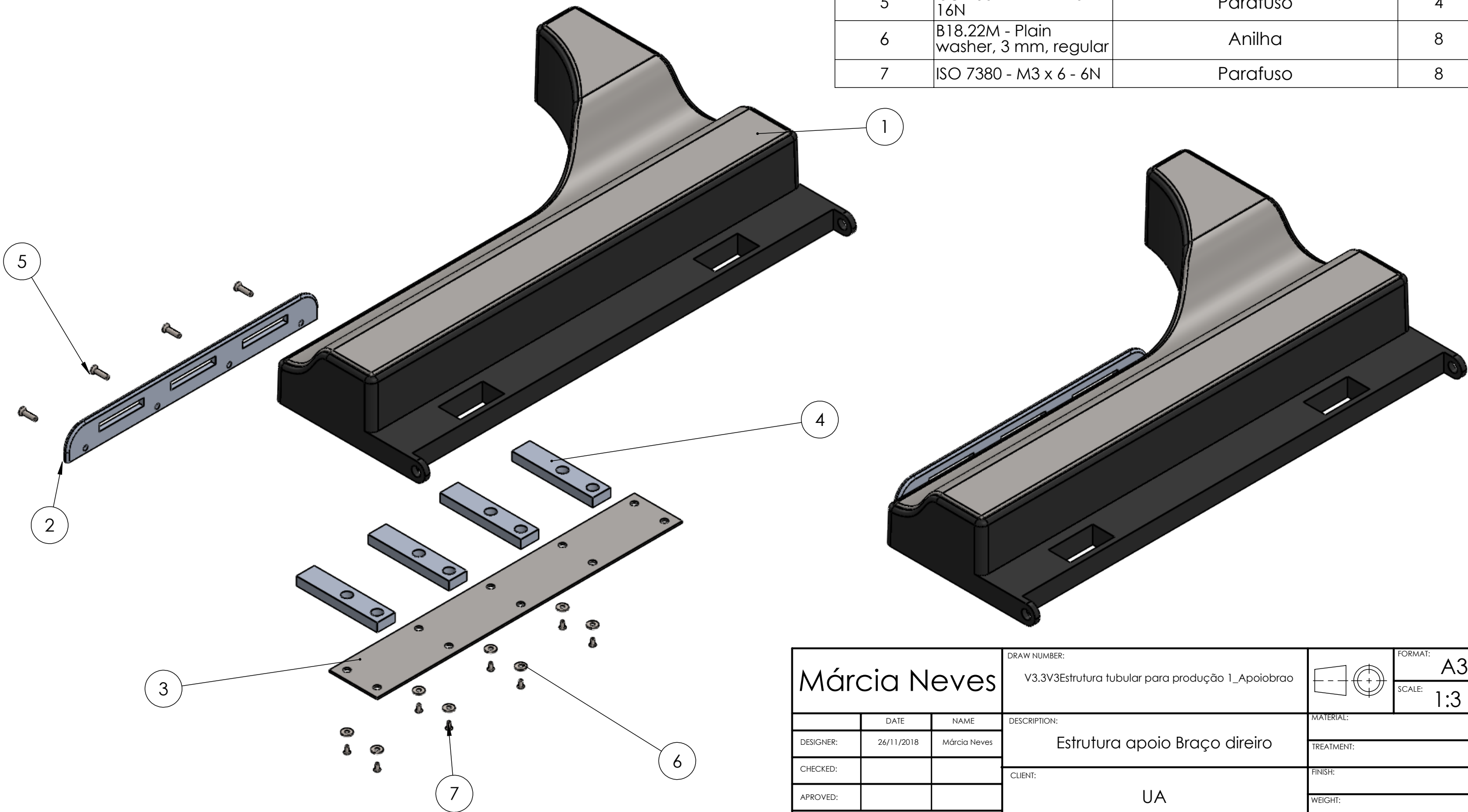


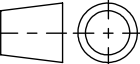
Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Conjunto roda direcional traseira				FORMAT: A3	
							SCALE: 1:2	
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Roda direcional traseira			MATERIAL:		
DESIGNER:	26/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:		
CHECKED:						FINISH:		
APROVED:						WEIGHT:		
OBS.:			CLIENT: UA			QUANTITY: 2		
			TOLERANCES: ISO 2768-m					
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 2 of 2		

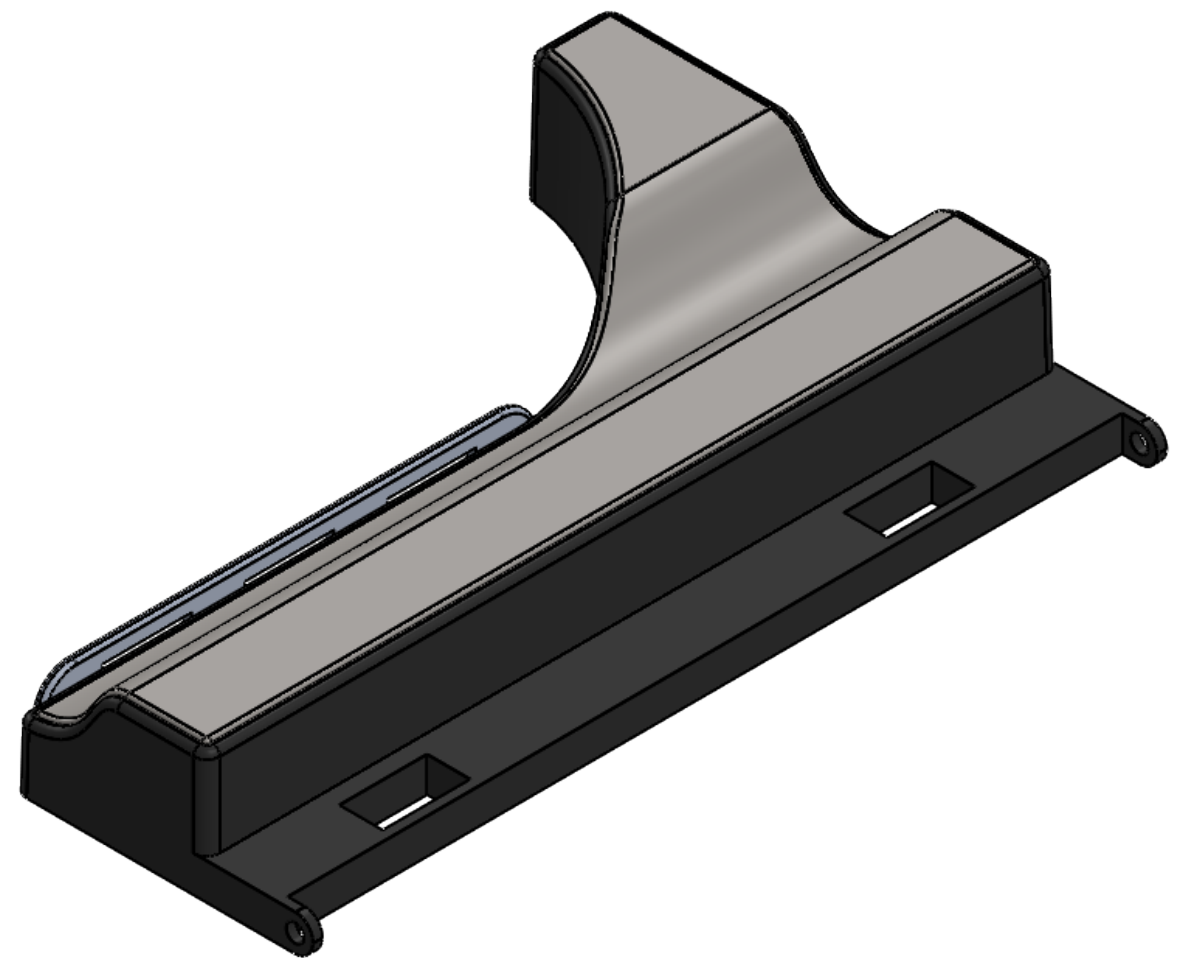
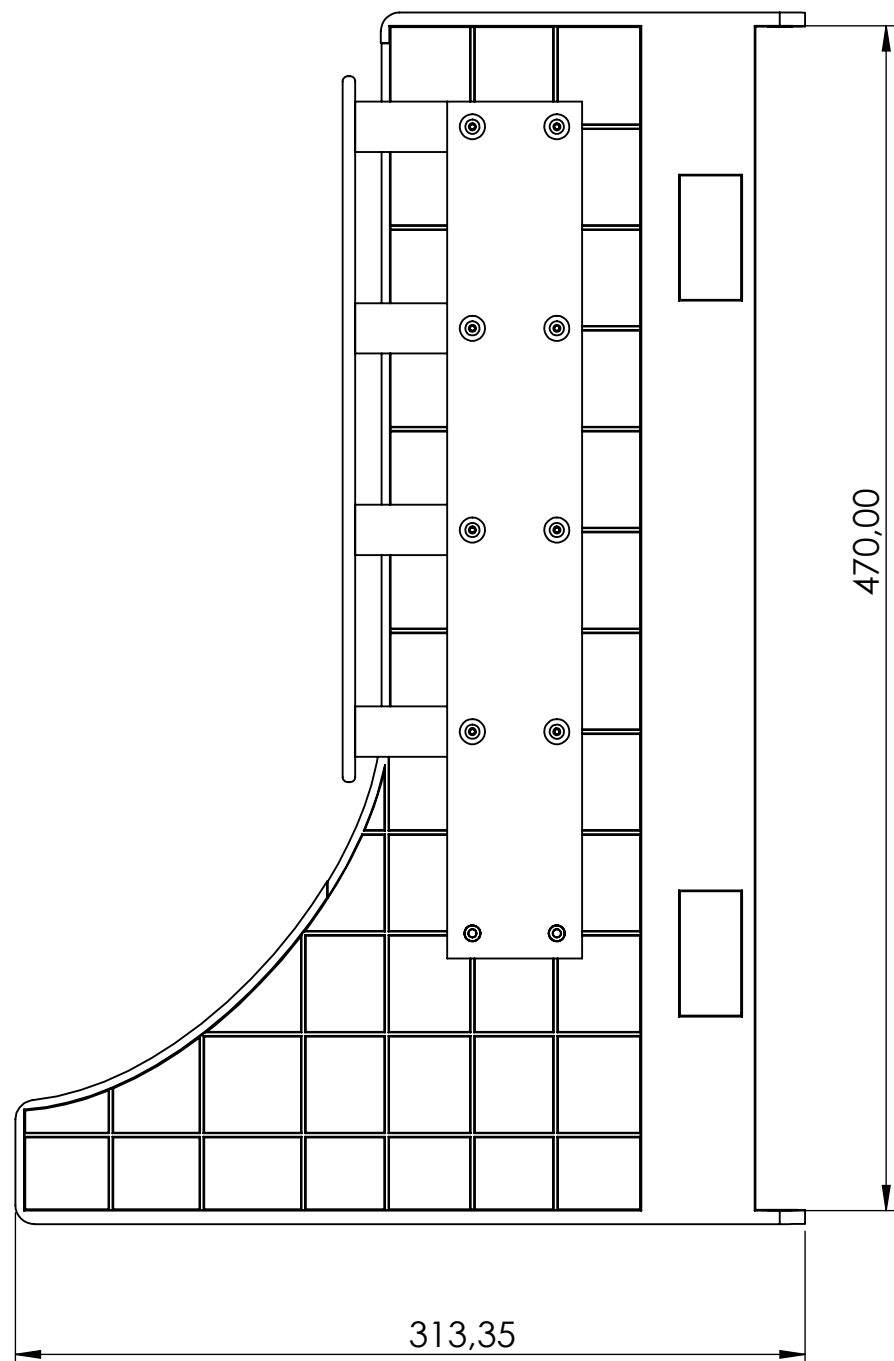
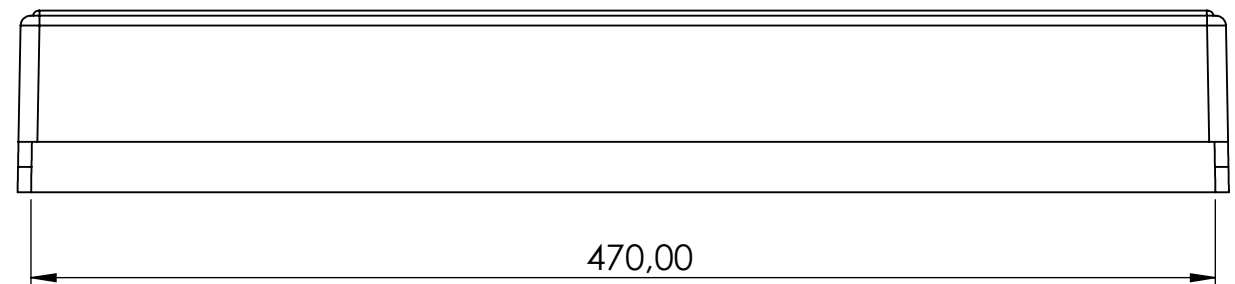
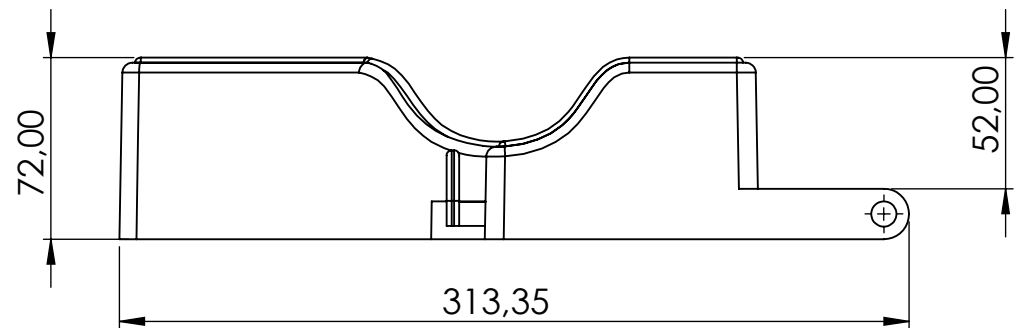


Márcia Neves			DRAW NUMBER:	V3.3V3Montagem conjunto roda frente travao		FORMAT:	A4
						SCALE:	1:5
	DATE	NAME	DESCRIPTION:			MATERIAL:	
DESIGNER:	26/11/2018	Márcia Neves				Conjunto roda frontal	
CHECKED:			CLIENT:			TREATMENT:	
APROVED:						UA	
OBS.:			TOLERANCES:			FINISH:	
						WEIGHT:	
						QUANTITY:	
			ISO 2768-m			2	
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 2 of 2	

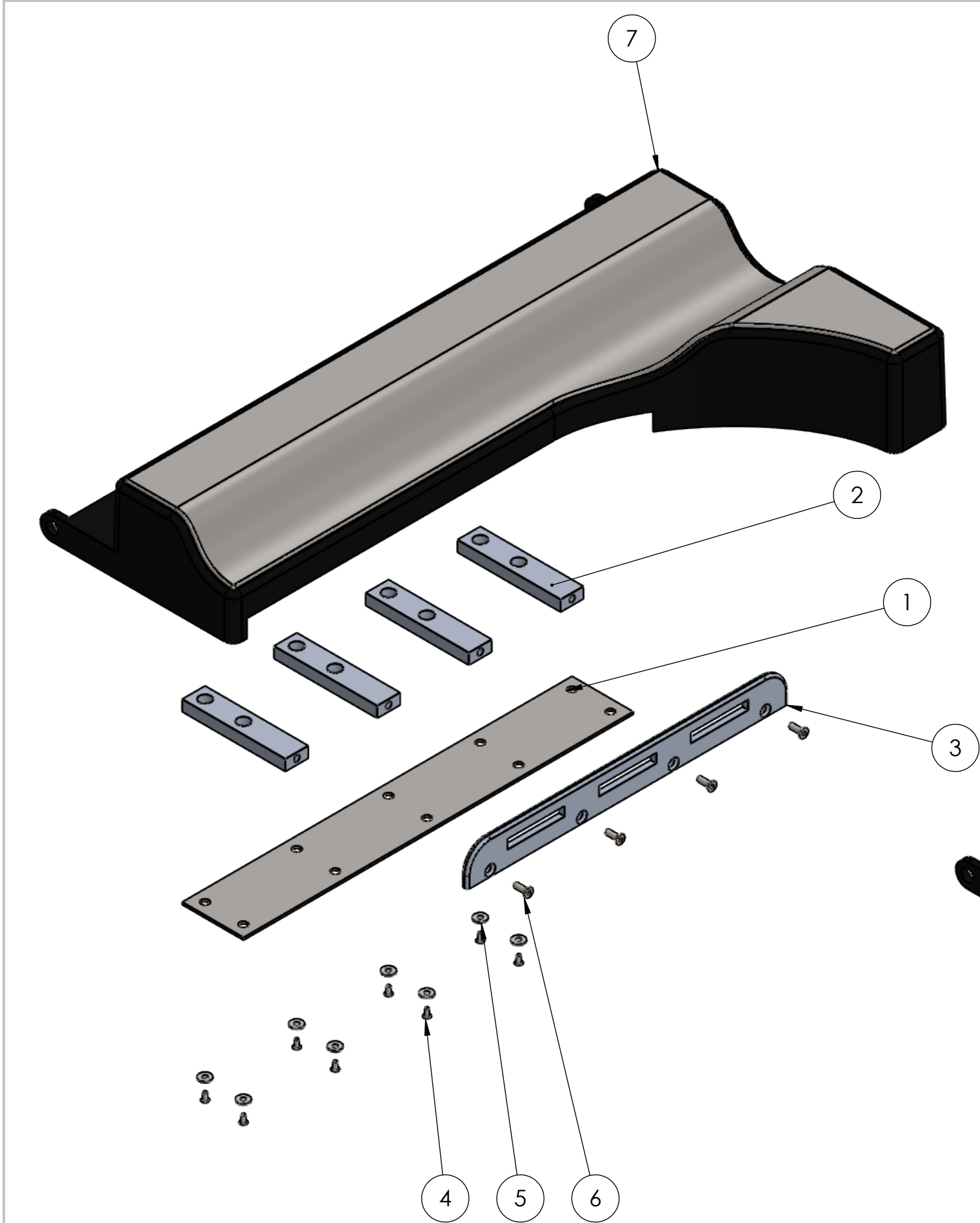
ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	V3.3V3Apoio principal mirror	Apoio Braço Direito Esponjoso	1
2	V3.3Guia para suporte pélvico	Fixação suporte pélvico	1
3	V3.3Suporte apoio pelvico	Chapa trancador apoios sup pelvico	1
4	V3.3Suportes	Suporte guia pelvica	4
5	ISO 10642 - M4 x 16 - 16N	Parafuso	4
6	B18.22M - Plain washer, 3 mm, regular	Anilha	8
7	ISO 7380 - M3 x 6 - 6N	Parafuso	8



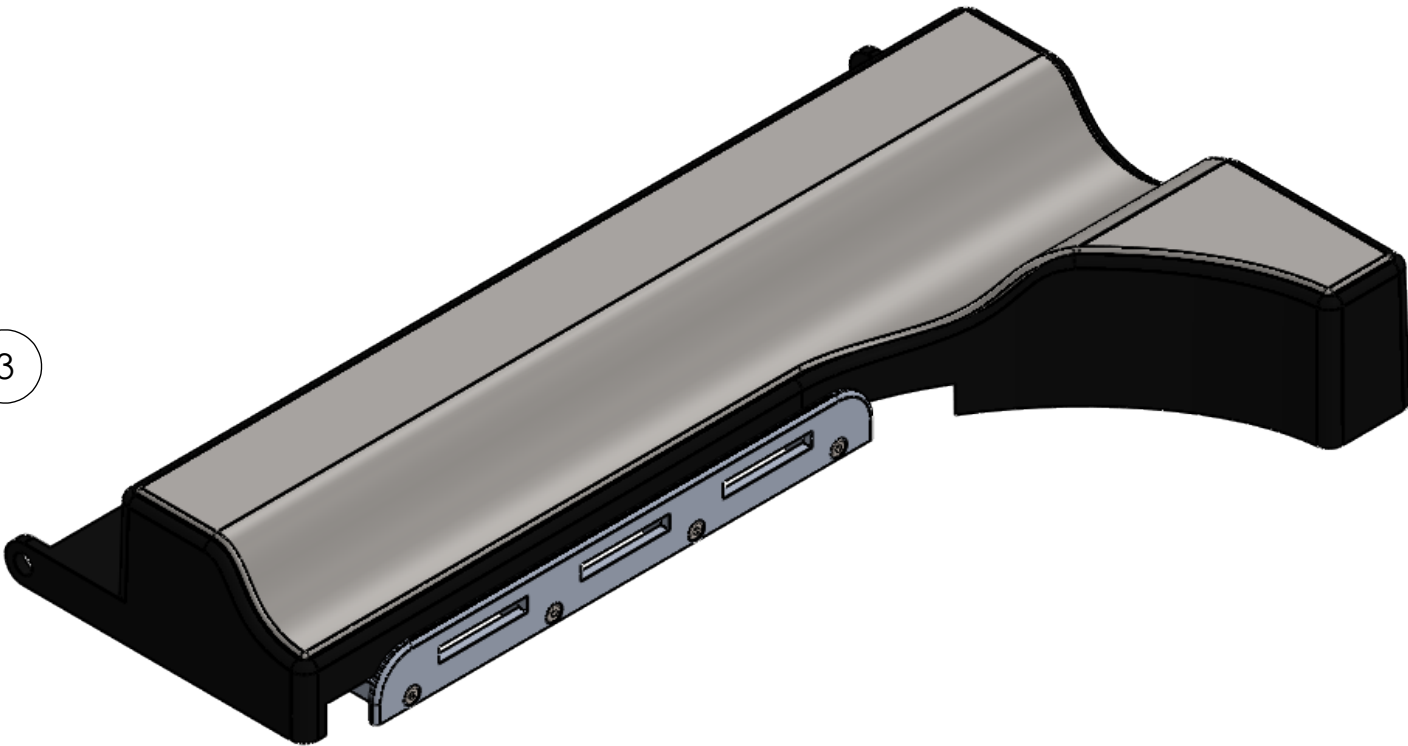
Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Estrutura tubular para produção 1_Apoiobrao				FORMAT: A3	
							SCALE: 1:3	
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Estrutura apoio Braço direito			MATERIAL:		
DESIGNER:	26/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:		
CHECKED:						FINISH:		
APPROVED:						WEIGHT:		
OBS.:			CLIENT: UA			QUANTITY: 1		
						Sheet 1 of 2		
			TOLERANCES: ISO 2768-m					
			If no further information, the measurements are in millimeters					

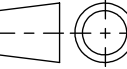


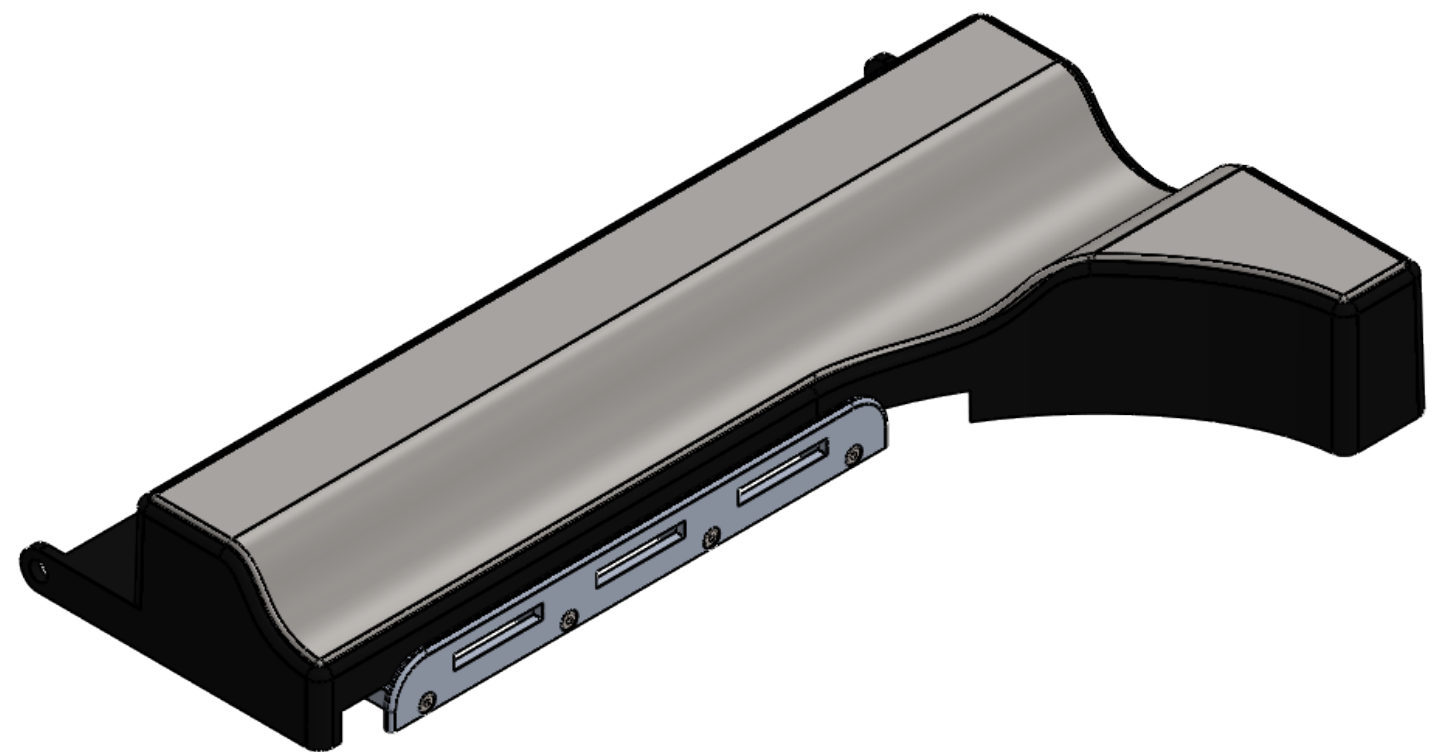
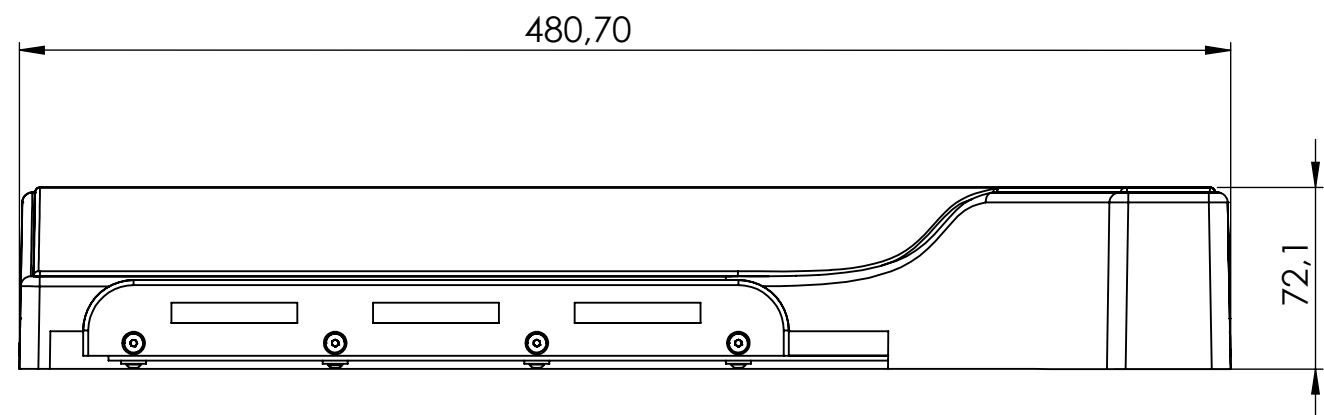
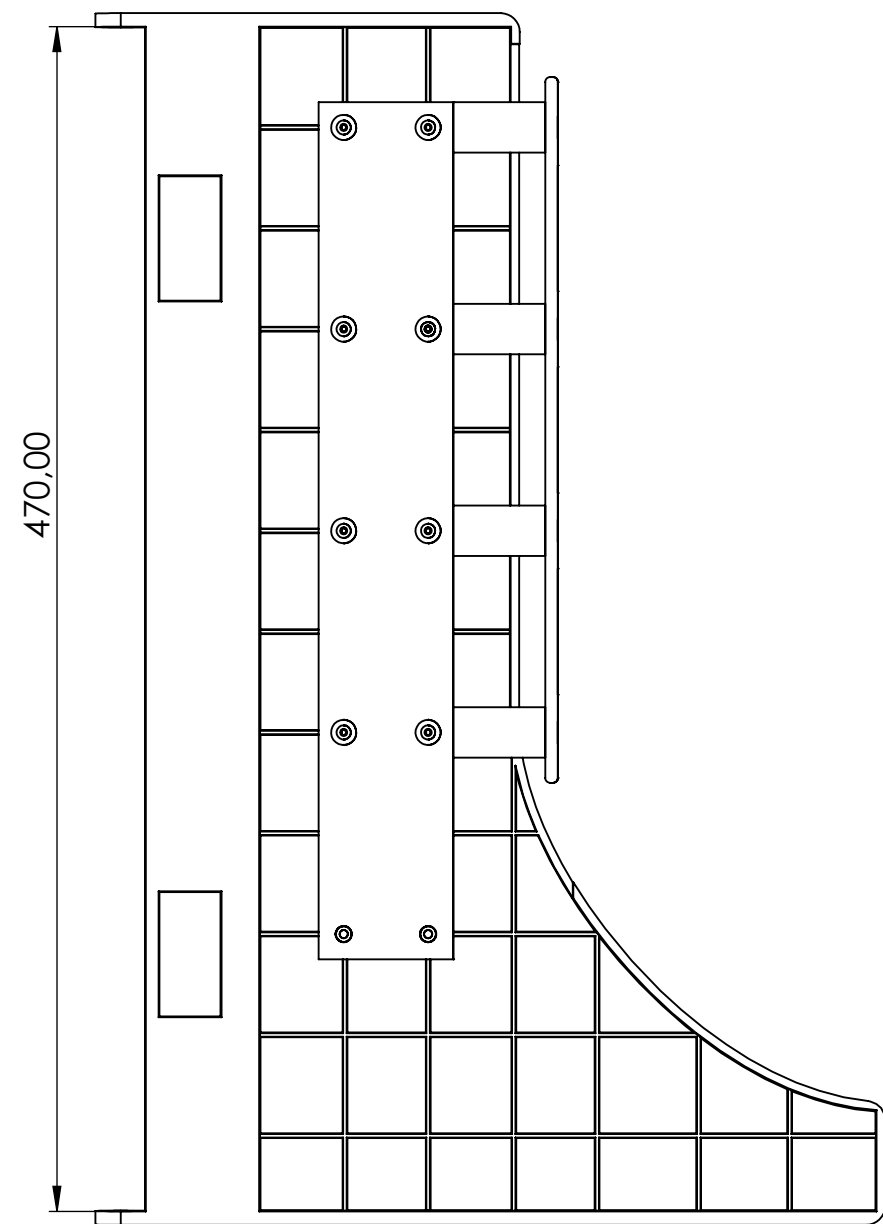
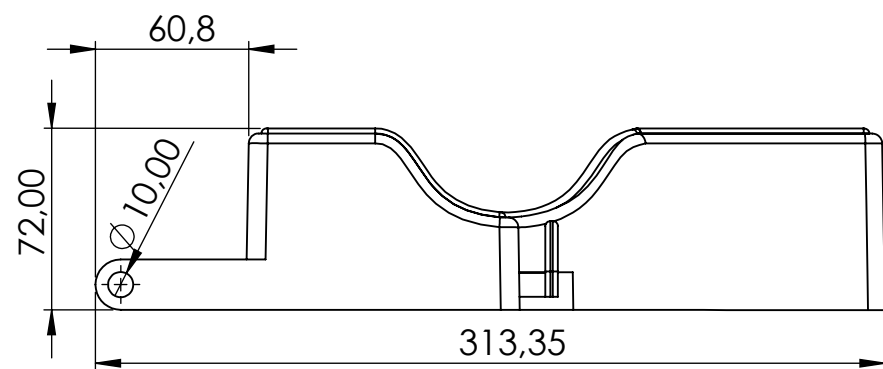
Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Estrutura tubular para produção 1_Apoiobrao				FORMAT: A3	
							SCALE: 1:3	
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Estrutura apoio braço direito			MATERIAL:		
DESIGNER:	26/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:		
CHECKED:			CLIENT: UA			FINISH:		
APROVED:						WEIGHT:		
OBS.:			TOLERANCES:			QUANTITY:		
			ISO 2768-m			1		
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 2 of 2		



ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	V3.3Suporte apoio pelvico	Chapa trancador apoios sup pelvico	1
2	V3.3Suportes	Suporte guia pelvica	4
3	V3.3Guia para suporte pélvico	Fixação suporte pélvico	1
4	ISO 7380 - M3 x 6 - 6N	Parafuso	9
5	B18.22M - Plain washer, 3 mm, regular	Anilha	8
6	ISO 10642 - M4 x 12 - 12N	Parafuso	4
7	V3.3V3Apoio Braços tabua	Apoio Braço Esquerdo Esponjoso	1

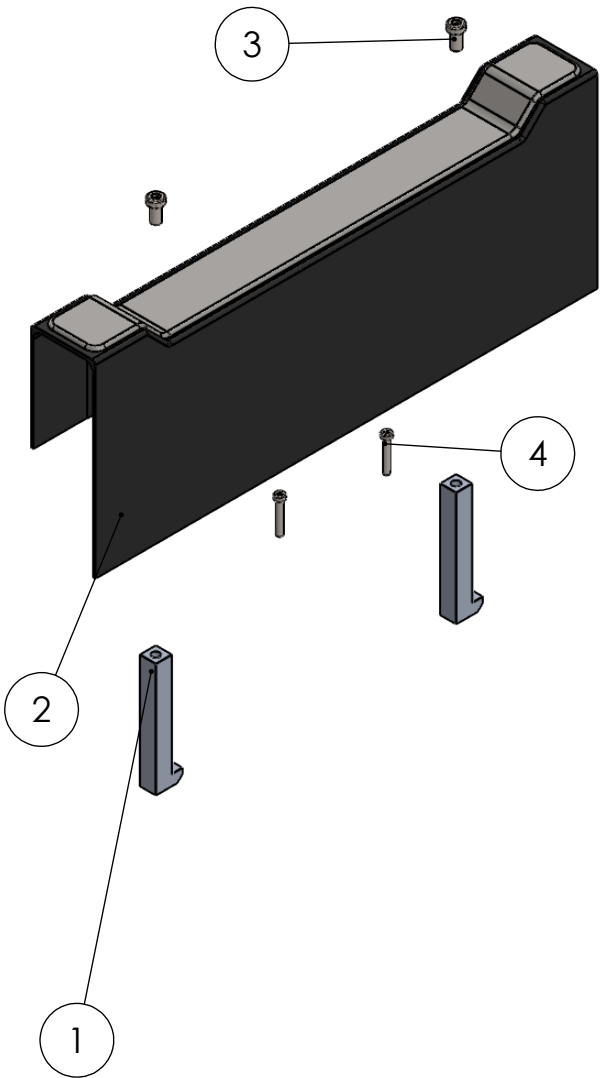


Márcia Neves			DRAW NUMBER: V3.3V3Estrutura tubular para produção 2_apoiobraco				FORMAT: A3	
							SCALE: 1:3	
	DATE	NAME	DESCRIPTION: Estrutura apoio braço esquerdo			MATERIAL:		
DESIGNER:	26/11/2018	Márcia Neves				TREATMENT:		
CHECKED:			CLIENT: UA			FINISH:		
APROVED:						WEIGHT:		
OBS.:			TOLERANCES: ISO 2768-m			QUANTITY: 1		
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 1 of 2		



Márcia Neves			DRAW NUMBER:		V3.3V3Estrutura tubular para produção 2_apoiobraco		FORMAT:	A3
			DESCRIPTION:		Estrutura apoio braço esquerdo		SCALE:	1:3
	DATE	NAME	CLIENT:		MATERIAL:			
DESIGNER:	26/11/2018	Márcia Neves			TREATMENT:			
CHECKED:					FINISH:			
APROVED:					WEIGHT:			
OBS.:			TOLERANCES:		QUANTITY:			
			ISO 2768-m		1			
			If no further information, the measurements are in millimeters		Sheet 2 of 2			

ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	V3.3V3Gancho trancador mais pequeno 20mm	linguete trancador sup braços	2
2	V3.3V3Trancador lateral	Trancador lateral	1
3	DIN 6912 - M8 x 16 --- 9N	Parafuso	2
4	DIN 6912 - M5 x 30 --- 16N	Parafuso	2



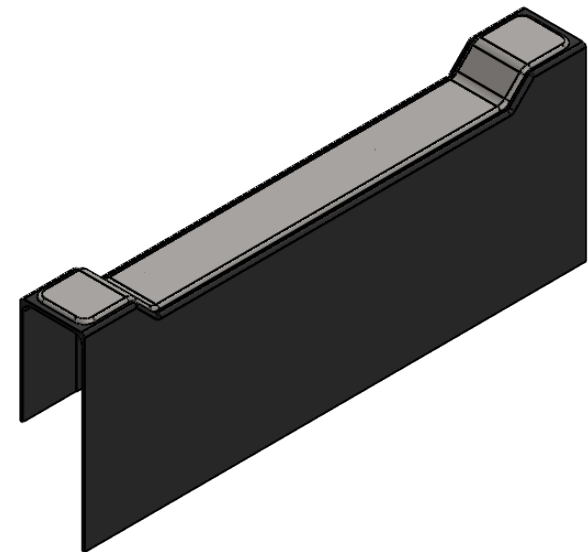
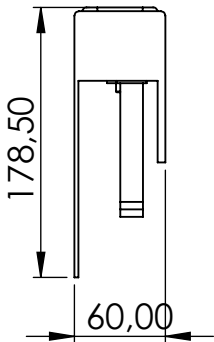
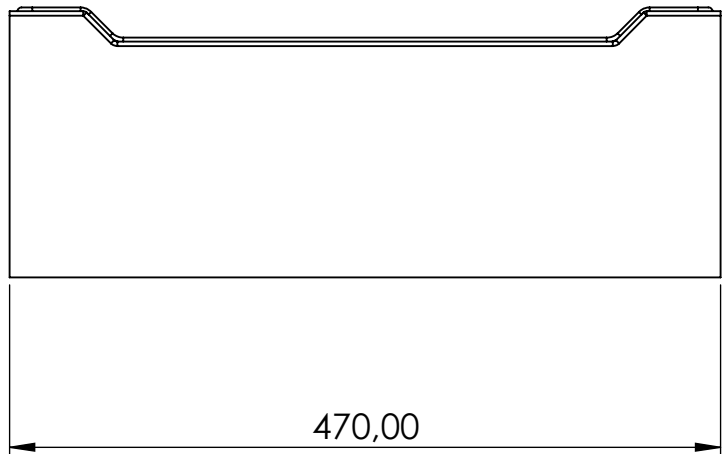
Márcia Neves			DRAW NUMBER:			FORMAT:
			V3.3V3Trancador apoio braços			A4
DESCRIPTION:			Trancador braços lado direito		SCALE:	
CLIENT:			UA		1:5	
TOLERANCES:			ISO 2768-m		MATERIAL:	
OBS.:			If no further information, the measurements are in millimeters		TREATMENT:	
DESIGNER:			26/11/2018		FINISH:	
CHECKED:					WEIGHT:	
APROVED:					QUANTITY:	
					1	
					Sheet 1 of 2	

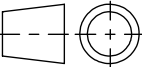
D

C

B

A



Márcia Neves			DRAW NUMBER:	V3.3V3Trancador apoio braços			FORMAT:	A4
					SCALE:		1:5	
	DATE	NAME	DESCRIPTION:			MATERIAL:		
DESIGNER:	26/11/2018	Márcia Neves	Trancador braços lado direito			TREATMENT:		
CHECKED:			CLIENT:			FINISH:		
APROVED:			UA			WEIGHT:		
OBS.:			TOLERANCES:			QUANTITY:		
			ISO 2768-m			1		
			If no further information, the measurements are in millimeters			Sheet 2 of 2		

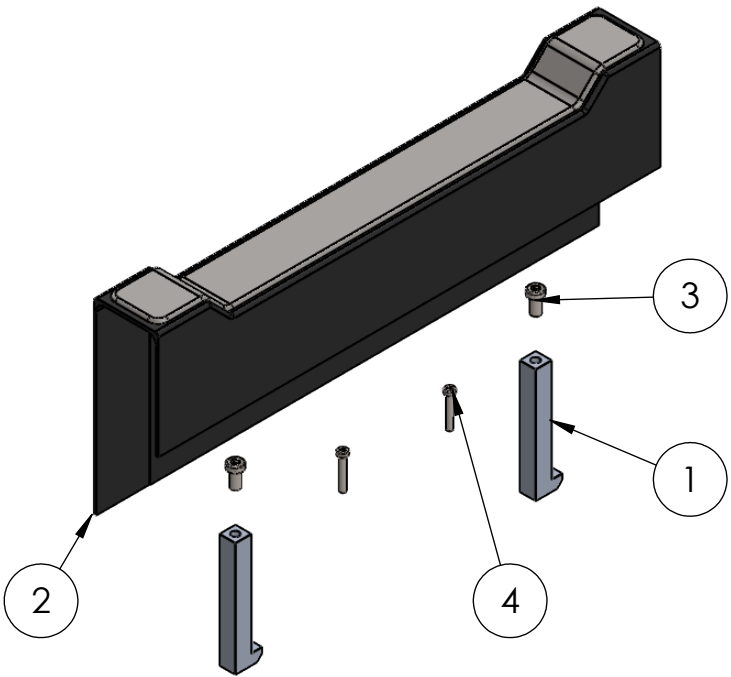
D

C

B

A

ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	V3.3V3Gancho trancador mais pequeno 20mm	linguete trancador sup braços	2
2	V3.3V3Apoio trancador lateral 1	Trancador lateral	1
3	DIN 6912 - M8 x 16 --- 9N	Parafuso	2
4	DIN 6912 - M5 x 30 --- 16N	Parafuso	2



Márcia Neves			DRAW NUMBER:			FORMAT:
			V3.3V3Trancador apoio braços oposto			A4
DESIGNER:			DATE		SCALE:	
26/11/2018			Márcia Neves		1:5	
CHECKED:			DESCRIPTION:		MATERIAL:	
			Trancador Lado esquerdo			
APROVED:			CLIENT:		TREATMENT:	
OBS.:			TOLERANCES:		FINISH:	
			ISO 2768-m		WEIGHT:	
			If no further information, the measurements are in millimeters		QUANTITY:	
					1	
					Sheet 1 of 2	

6

5

4

3

2

1

D

D

C

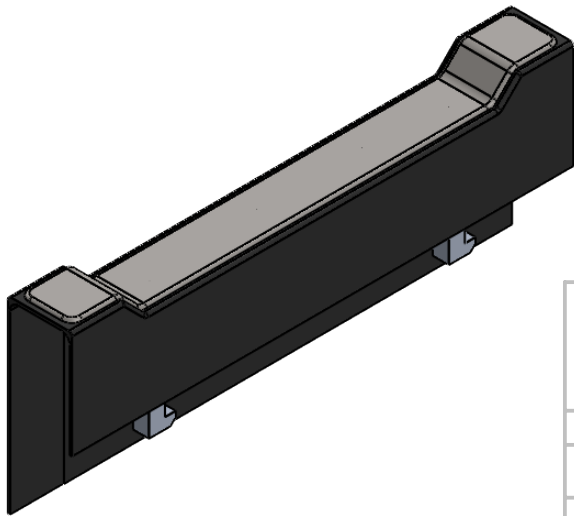
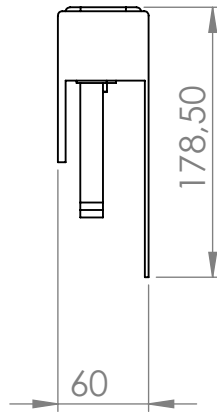
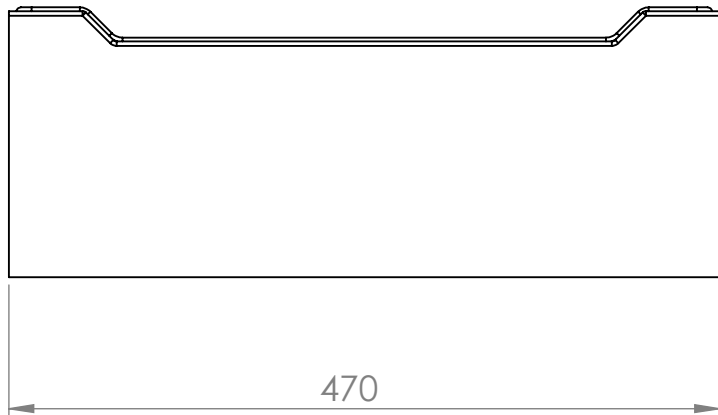
C

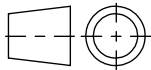
B

B

A

A



Márcia Neves			DRAW NUMBER:			FORMAT:
			V3.3V3Trancador apoio braços oposto			A4
					SCALE:	1:5
	DATE	NAME	DESCRIPTION:		MATERIAL:	
DESIGNER:	26/11/2018	Márcia Neves			Trancador Lado esquerdo	
CHECKED:			CLIENT:		TREATMENT:	
APROVED:					FINISH:	
OBS.:			TOLERANCES:		WEIGHT:	
					QUANTITY:	
			ISO 2768-m		1	
			If no further information, the measurements are in millimeters		Sheet 2 of 2	